

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNİN SÖZDE
RENKLENDİRİLMESİ**

MEHMET ZEKİ KONYAR

KOCAELİ 2014

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

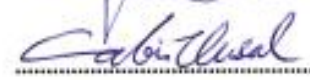
ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNİN SÖZDE
RENKLENDİRİLMESİ

MEHMET ZEKİ KONYAR

Prof. Dr. Sarp ERTÜRK
Danışman, Kocaeli Üniversitesi

Doç. Dr. M. Kemal GÜLLÜ
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

Doç. Dr. Cabir VURAL
Jüri Üyesi, Marmara Üniversitesi



Tezin Savunulduğu Tarih: 21 Ocak 2014

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Görüntü işleme yaklaşımlarıyla insan dokularına ait ultrason görüntülerine sözde renk veren bu çalışmanın herkese faydalı olmasını ve bu konularda çalışacak kişilere yol gösterici olmasını temenni ederim.

Yüksek lisans eğitim boyunca bana desteklerini esirgemeyen, yoğun çalışma temposuna rağmen beni hiç geri çevirmeyen ve bana katlanan, en karamsar olduğum anlarda bana çalışma aşkı verip moralimi düzelten, en zorlandığım anlarda problemleri çözmeme yardımcı olan değerli hocam ve danışmanım sayın Prof. Dr. Sarp ERTÜRK'e teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarımızda kullanmak üzere ellerindeki ultrason görüntülerini bizimle paylaşan Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi öğretim üyesi sayın Prof. Dr. Yavuz GÜRKAN'a ve arkadaşlarına destekleri için teşekkür ederim.

İşe başladığım günden beri bana her konuda yardımcı olup tecrübeleriyle yol gösteren, benim akademik hayata uyum sağlamama yardımcı olan tüm iş arkadaşlarıma, benim bugünlere gelmemde katkısı olan tüm hocalarıma, öğretmenlerime ve dostlarıma teşekkürü borç bilirim.

Bana bütün ömrüm boyunca destek verip sahip çıkan, haklarını asla ödeyemeyeceğim sevgili Annem ve Babam başta olmak üzere tüm aileme ve büyüklerime şükran ve minnetlerimi arz ederim.

Temmuz - 2013

Mehmet Zeki KONYAR

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iii
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR	v
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
GİRİŞ	1
1. ULTRASON	3
1.1. Ultrason İşareti.....	4
1.2. Ultrasonda Görüntüleme Modları ve Görüntü Oluşumu	5
2. TEZDE KULLANILAN GÖRÜNTÜ İŞLEME YAKLAŞIMLARI.....	8
2.1. Frekans Düzleminde Dönüşümler ve Süzgeçler	8
2.1.1. Ayrık fourier dönüşümü.....	8
2.1.2. Ayrık kosinüs dönüşümü	9
2.1.3. Frekans düzleminde süzgeçler	10
2.1.4. İdeal alçak geçiren süzgeç	10
2.1.5. İdeal yüksek geçiren süzgeç.....	11
2.1.6. İdeal bant geçiren süzgeç	12
2.1.7. Butterworth alçak geçiren süzgeç	12
2.1.8. Butterworth yüksek geçiren süzgeç	12
2.1.9. Butterworth band geçiren süzgeç.....	13
2.2. Ampirik Kip Ayrışımı (AKA)	14
2.3. Renk İşleme	17
2.3.1. RGB renk modeli	18
2.3.2. HSV renk modeli	19
2.3.3. Sözde renk (Pseudocolor)	20
3. ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNİ SÖZDE RENKLENDİRME ÇALIŞMALARI	23
3.1. AFD ve AKD ile Sözde Renklendirme.....	23
3.2. AKA ile Yapılan Sözde Renklendirme Çalışmaları	36
3.3. Karşılaştırmalar.....	40
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	43
KAYNAKLAR	45
ÖZGEÇMİŞ	48

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	(a) Ultrason cihazı , (b) ultrason problemleri.....	3
Şekil 1.2.	Ultrason darbe oluşumunun şematik gösterimi	5
Şekil 1.3.	2 boyutlu ultrason görüntüsü elde etme yaklaşımı	6
Şekil 1.4.	Dokudan yansıyan 1 boyutlu işaret ve zarfı.....	6
Şekil 1.5.	İki boyutlu bir ultrason görüntüsü	7
Şekil 2.1.	2 Boyutlu AFD hesaplaması (a) Orijinal görüntü, (b) Herbir satır için AFD, (c) Herbir sütun için AFD	9
Şekil 2.2.	(a) $D_0=25$ olan ideal AGS, (b) $D_0=100$ olan ideal YGS, (c) $D_1=25$ ve $D_2=100$ olan ideal BGS, (d) ideal AGS çıkışı, (e) ideal YGS çıkışı, (f) ideal BGS çıkışı.....	11
Şekil 2.3.	(a) $D_0=25$ olan butterworth AGS, (b) $D_0=100$ olan butterworth YGS, (c) $D_1=25$ ve $D_2=100$ olan butterworth BGS, (d) butterworth AGS çıkışı, (e) butterworth YGS çıkışı, (f) butterworth BGS çıkışı	13
Şekil 2.4.	(a) Orijinal ultrason görüntüsü (b) 1. İKF, (c) 2. İKF, (d) 3. İKF, (e) 4. İKF, (f) 5. İKF (g) kalan işaret	17
Şekil 2.5.	Elektromanyetik spektrum ve görünür ışık bölgesi	18
Şekil 2.6.	Birincil ve ikincil renkler	19
Şekil 2.7.	HSV gösterimi, (a) H, baskın dalga boyu, (b) S, beyaz doygunluk yüzdesi ,(c) V, parlaklık	19
Şekil 2.8.	Parlaklık bölme yönteminin örnek gösterimi.....	21
Şekil 2.9.	(a) Gri seviyeli görüntü, (b) parlaklık bölme ile sözde renklendirilmiş görüntü	21
Şekil 2.10.	Frekans düzlemi dönüşümleriyle sözde renk için örnek şema.....	22
Şekil 2.11.	Sözde renk için görüntünün dönüşümlerle bantlara ayrıştırılması için şema.....	22
Şekil 3.1.	AFD ve AKD ile görüntüleri sözde renklendirmenin blok şeması.....	24
Şekil 3.2.	Çalışmaların kolaylaştırılması için hazırlanan ara yüz	25
Şekil 3.3.	AFD ile sözde renklendirmenin ilk yöntemindeki süzgeçleme yaklaşımı	26
Şekil 3.4.	AGS, BGS ve YGS kullanılarak AFD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler	26
Şekil 3.5.	AFD ile sözde renklendirmenin ikinci yönteminde kullanılan süzgeçleme yaklaşımı.....	28
Şekil 3.6.	(a) Orijinal görüntü, (b) AGS-1'den elde edilen görüntü, (c) AGS-2'den elde edilen görüntü	29
Şekil 3.7.	AGS-1, AGS-2 ve orijinal görüntü kullanılarak AFD ile sözde renk verme ile ilgili birinci görüntü sonuçları (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler	29
Şekil 3.8.	AKD ile sözde renklendirmenin ilk yönteminde kullanılan yaklaşım	31

Şekil 3.9. AGS, BGS ve YGS kullanılarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler	32
Şekil 3.10. AKD katsayılarının zikzak şeklinde taranması.....	34
Şekil 3.11. Zikzak tarama yöntemi kullanarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler	34
Şekil 3.12. Ultrason görüntüsüne AKA uygulanması.....	37
Şekil 3.13. (a) Orijinal ultrason görüntüsü (b) 1. İKF, (c) 2. İKF, (d) 3. İKF, (e) 4. İKF, (f) 5. İKF, (g) 6. İKF, (h) artık işaret.....	37
Şekil 3.14. AKA ile sözde renklendirme	39
Şekil 3.15. (a) Orijinal görüntüler, (b) AKA ile sözde renklendirme sonuçları.....	39
Şekil 3.16. (a) Orijinal ultrason görüntüleri, (b) [12]'deki yöntemlerle yapılan sözde renklendirme sonuçları, (c) AKD ile zikzak yöntemi kullanarak elde edilen sonuçlar, (d) AGS-BGS-YGS kullanılarak elde edilen sonuçlar, (e) AKA ile kullanılarak elde edilen sonuçlar	41

SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR

C	: Giriş görüntüsünün kosinüs dönüşümü
D_0	: Süzgeç kesim frekansı
D_1	: Alt kesim frekansı
D_2	: Üst kesim frekansı
e_{\max}	: Üst zarf
e_{\min}	: Alt zarf
f	: Giriş görüntüsü
F	: Giriş görüntüsünün fourier dönüşümü
g	: Süzgeçlenmiş görüntü
H	: Süzgeç fonksiyonu
k	: Yineleme sayısı
I	: Giriş imgesi
l	: İçkin Kip Fonksiyonu sayısı
M	: Matris satır sayısı
N	: Matris sütun sayısı
n	: Süzgeç derecesi
ort_{kl}	: Ortalama zarf işareti
R_l	: Ampirik Kip Ayrışımı sonucu oluşan l . artıklık işaret
τ	: Eşik değeri
W	: Bant genişliği
\mathcal{F}^{-1}	: Ters fourier dönüşümü

Kısaltmalar

AFD	: Ayrık Fourier Dönüşümü
AGS	: Alçak Geçiren Süzgeç
AKA	: Ampirik Kip Ayrışımı
AKD	: Ayrık Kosinüs Dönüşümü
B	: Blue (Mavi)
BGS	: Bant Geçiren Süzgeç
EMD	: Empirical Mode Decomposition (Ampirik Kip Ayrışımı)
G	: Green(Yeşil)
HSV	: Hue (Renk), Saturation (Doygunluk), Value (Işıklılık)
İKF _l	: l . İçkin Kip Fonksiyonu
KHz	: Kilo Hertz
MHz	: Mega Hertz
R	: Red(Kırmızı)
RGB	: Red(Kırmızı), Green(Yeşil), Blue (Mavi)
YGS	: Yüksek Geçiren Süzgeç

ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNİN SÖZDE RENKLENDİRİLMESİ

ÖZET

Tıbbi görüntüleme teknikleri artan hastalık türlerine karşı en uygun önlemlerin alınmasında, vücut içindeki dokuların görüntülenmesini sağladığı için, büyük öneme sahiptir. Ultrason ile doku görüntüleme; hızlı sonuç vermesi, kolay erişilebilmesi gibi etkenler dolayısıyla diğer görüntüleme yöntemlerine göre öne çıkmaktadır. Ultrason cihazının doku içine yolladığı ses dalgalarının geri yansmasıyla siyah beyaz görüntüler oluşmaktadır. Ultrason görüntülerindeki kalitenin artması onun daha fazla alanda kullanımını sağlayacaktır.

Bu tez kapsamında ultrasonlu görüntüleme yöntemiyle elde edilen görüntülerin görsel kalitelerini arttırmak için çalışmalar yapılmıştır. Sözde renk görüntünün çeşitli işlemlerle renkli hale getirilmesidir. Bu çalışma kapsamında Ampirik Kip Ayrışımı (AKA) kullanılarak ultrason görüntülerine sözde renk verilmiştir. AKA sonucu çıkan sözde renkli görüntülerin görsel kalitesi ve detayların görünürlüğü artmıştır.

Bu tez kapsamında aynı zamanda çeşitli frekans düzlemi dönüşümleri kullanılarak sözde renkli görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar hem orijinal görüntülerle hem de AKA sonucunda oluşan görüntülerle karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırmalarda en iyi sonuçları AKA ile yapılan çalışmalar vermiştir.

Anahtar Kelimeler: AKA, Ampirik Kip Ayrışımı, Sözde Renk, Ultrason Görüntüleri.

PSEUDOCOLORING OF ULTRASOUND IMAGES

ABSTRACT

Medical imaging techniques have great importance to provide imaging tissue in the body to taking optimal measures against increased types of disease. Tissue imaging with ultrasound come to forefront by other imaging methods because of factors such as provide fast result, easy accessible. The black-white images created by sound waves which reflected back from the tissue after sending into by ultrasound device. Quality improvement for ultrasound images provide its usage more than areas.

In this thesis studies have been conducted to improve visual quality of images which obtained by ultrasound imaging techniques. To make image colorful with several operations is called pseudocolor. In this work pseudo color given ultrasound images using Empirical Mode Decomposition (EMD). Visiblity of details and visual quality of pseudocolor images increased with EMD.

In this thesis also pseudo color images obtained with several frequency domain transforms. The obtained results have been compared both original images and EMD results. After comparsion the best results given by EMD.

Keywords: EMD, Empirical Mode Decomposition, Pseudocolor, Ultrasound Images.

GİRİŞ

Tıp insanlık için nasıl bir öneme sahip ise, mühendislik bilimi de tıp için benzer bir öneme sahiptir. Mühendislik bilimindeki gelişmeler neticesinde modern hastaneler, önemli klinikler kurulmuş, hastalık teşhis ve tedavisine yardımcı olan önemli cihazlar geliştirilmiştir. Geliştirilen cihazlar içinde insan vücudunun görüntülenmesini sağlayanlar önemli yer tutmaktadır. Ultrasonlu görüntüleme cihazları da mühendisliğin tıp bilimine verdiği önemli katkılardan birisidir.

Ultrasonlu görüntüleme, doku kesiti içerisine gönderilen ses dalgalarının doku özelliklerine göre geri yansması sonucu dokunun iki boyutlu görüntüsünün oluşturulması esasına dayanır [1]. Fiyatlarının düşük olması, rahat taşınabilmesi, zararlı etkilerinin çok az olması kullanımını cazip hale getirmiştir. Gelişmeler neticesinde üç boyutlu ve dört boyutlu görüntüleme yapan cihazlar ve cepte taşınabilen cihazlar kullanıma sunulmuştur fakat birçoğunda görüntü siyah ve beyazın tonlarından oluşmaktadır.

Bu çalışma insan gözünün renklere karşı olan duyarlılığından yola çıkılarak yapılmıştır. İnsan gözü tek renkli görüntülerde belirgin yerleri rahatlıkla görebilirken ayrıntıları seçmekte zorlanmaktadır [2]. Detayların yorumlanmasının önem arz ettiği ultrason görüntülerinde de bazı önemli durumlarda bu sıkıntı yaşanmaktadır. Oysaki renklendirilmiş görüntülerde bu durum olmamaktadır. Renkli görüntü içerisinde birçok renk bileşeni olması sebebiyle detaylar daha rahat görülebilmektedir.

Görüntüye kendi rengi dışında renk vermek sözde renk (pseudocolor) olarak adlandırılmaktadır [3]. Bu çalışmada ultrason görüntüleri, görüntü işleme yöntemleri kullanılarak sözde renklendirilmiş görüntüler haline getirilmiştir.

Bu tezin amacı, hastalık teşhisinde, hasta tedavisinde, anne karnındaki çocukların gelişmelerini kontrol etmede kullanılan ultrason görüntülerinin görsel kalitesini ve görüntü keskinliğini arttırmaktır. Diğer tıbbi görüntüleme yöntemlerine göre daha

hızlı ve daha etkili sonuçlar veren çıktılar sağlamaktır. Sözde renk ile renklendirilen görüntülerdeki ayrıntıları belirgin hale getirerek ve bu kısımları farklı renk tonlarıyla göstererek hekimlere yardımcı olmaktır.

Bu tezdeki kısımlar aşağıdaki gibidir.

Birinci bölümde, ultrason ve ultrason cihazları hakkında bilgiler verildikten sonra, ultrason probundan işaretin oluşması ve dokuların ultrason işaretine göre özellikleri anlatılmıştır. Bölümün sonunda ise ultrasonda görüntüleme modları anlatılarak, görüntü oluşumları hakkında bilgiler verilmiştir.

İkinci bölümde, bu tez kapsamında yapılan çalışmalarda kullanılan görüntü işleme yöntemlerinden, ilk olarak frekans düzlemindeki dönüşümler anlatılıp, ardından frekans düzlemindeki süzgeçlerin özellikleri verilmiştir. İkinci olarak görüntüleri içkin kip fonksiyonlarına ayırıştıran Ampirik Kip Ayırışımı (AKA) anlatılmıştır. Bölümün son kısmında ise görüntülerde renk kavramı ve renk modelleri gösterildikten sonra sözde renk kavramı anlatılmıştır.

Üçüncü bölümde ise önce frekans düzlemi dönüşümleri ile farklı süzgeç yaklaşımları kullanılarak sözde renklendirilmiş görüntü sonuçları gösterilmiştir, daha sonra, bu tezin özgünlüğünü oluşturan, AKA ile ultrason görüntülerinin sözde renklendirilmesi ve sonuçları gösterilmiştir. En son kısımda ise sözde renk verme yöntemleri ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

1. ULTRASON

Ultrason (ultrasound), insan kulağının işitemeyeceği kadar çok yüksek frekanslı ses dalgasıdır. Tıp alanında teşhis amacıyla 1950'lerden bu yana kullanılmaktadır. Günümüzde en yaygın kullanılan tıbbi görüntüleme teknolojilerinden biridir. Kullanımının kolay ve ucuz olması, diğer görüntüleme yöntemlerine göre radyasyon riskini taşıması gibi nedenlerden dolayı çok sık başvurulmuş bir görüntüleme yöntemidir. Hastalık teşhisi, bebek gelişimi, anestezi ve yumuşak doku incelemeleri için sıklıkla kullanılmaktadır [1]. Şekil 1.1 (a)'da bir ultrason cihazı gösterilmiştir.

Ultrasonda ses dalgasının elde edilmesini sağlayan yer, prob veya dönüştürücü olarak bilinen parçadır. Prob gelen elektrik sinyalini ultrasonik sese, ultrasonik sesi de elektrik sinyaline çevirmektedir [4]. Daha iyi ultrason elde edilebilmesi için farklı derinlikler, farklı dokular ve farklı anatomik yapıların izlenmesine fırsat veren çeşitli problar bulunmaktadır. Bunlardan sektör prob pasta dilimi şeklinde görüntü, lineer prob ise dikdörtgen bir görüntü oluşturur. Konveks prob elektronik odaklanma ve kavisli tarama başına sahiptir. Yüksek frekanslı, lineer prob özelliğine sahip hokey sopası şeklinde prob ise küçük boyutlu bir dönüştürücü olarak kullanılmaktadır. Şekil 1.1 (b)'de kullanılmakta olan bazı prob çeşitleri gösterilmektedir.



(a)



(b)

Şekil 1.1. (a) Ultrason cihazı [5], (b) ultrason probaları [6]

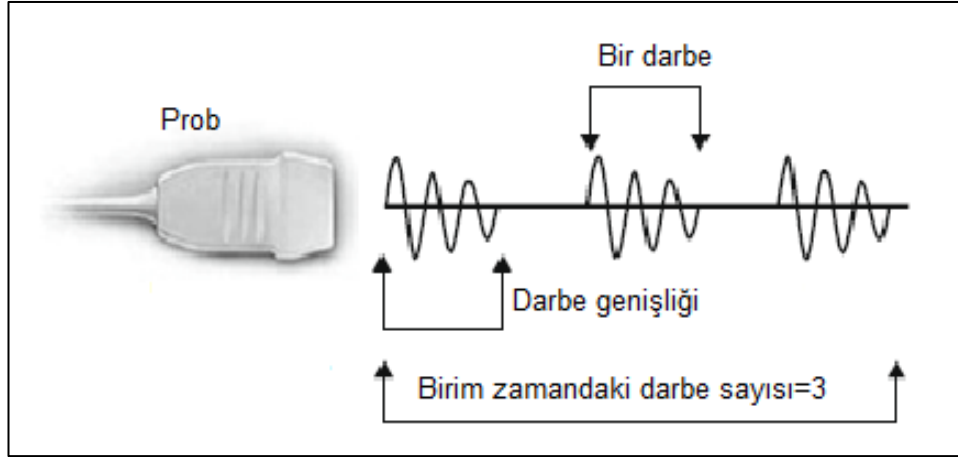
1.1. Ultrason İşareti

Ultrason problemleri birbirine elektronik olarak bağımlı birçok piezoelektrik kristal içermektedir. Bu kristaller uygulanan bir elektrik akımına yanıt olarak, piezoelektrik etkisi denilen yöntemle, titreşim meydana getirmektedirler. Titreşen mekanik ses dalgaları vücut dokuları içinde ilerlerken sıkışabilen veya seyrelebilen alternatif (birbirini izleyen) darbeler oluşturmaktadır. Ses dalgaları frekans, dalga boyu veya genlik cinsinden tanımlanabilmektedir. Ultrasonun frekansı ile dalga boyu ters orantılıdır, yüksek frekanslı ultrasonun dalga boyu kısadır. Ultrason dalgalarının frekansı, insan kulağının duyabildiği en yüksek frekans olan 20 KHz'den sonra başlamaktadır. Tıbbi ultrason cihazları 1 MHz ile 20 MHz arasındaki ses dalgalarını kullanmaktadır. Optimal görüntü çözünürlüğünü sağlamak için uygun dönüştürücü frekansının seçilmesi çok önemlidir. Yüksek frekanslı ultrason dalgaları yüksek çözünürlüklü görüntüler oluştururlar, fakat belirli bir mesafe için yüksek frekanslı dalgalar düşük frekanslı dalgalara göre daha fazla zayıflamaktadır. Bu nedenle yüzeysel yapıların görüntülenmesi için daha uygundur. Bunun tersi olarak düşük frekanslı dalgalar (uzun dalga boyu) düşük çözünürlüklü olmalarına rağmen daha az zayıflamaya uğradıklarından, daha derin noktalara nüfuz edebilmektedirler [7].

Ultrasonun temelinde darbe yansıma prensibi vardır. Şöyle ki: hedefe bir darbe gönderilir ve yansyarak gelen darbe geri alınarak hedefle ilgili istenen bilgiler çıkartılır. Dönüştürücüden birim zamanda yayılan darbelerin sayısı ultrason darbe tekrar frekansını verir. Ultrason dalgaları darbeler şeklinde yayılırken darbeler arasında, bir sonraki üretilmeden önce, bir önceki darbenin hedefe ulaşp oradan dönüştürücüye geri gelmesine izin verecek kadar frekans olmalıdır. Tıbbi görüntüleme aygıtlarında bu frekans 1 KHz ile 10 KHz aralığında değişmektedir [7].

Ultrason dalgaları doku içerisinde ilerlerken bir kısmı derin yapılara iletilir, bir kısmı dönüştürücüye yankı olarak geri döner, bir kısmı ise sıcaklığa dönüşür. Görüntüleme noktasında, dönüştürücüye geri yansyan yankılar önem arz etmektedirler. Bir dokuya isabet ettikten sonra geri gelen yankı miktarı dokulara ait fiziksel bir özellik olan akustik empedansa göre belirlenir. Akciğer gibi hava içerikli organlar en düşük akustik empedansa sahipken, kemik gibi yoğun organlar çok yüksek akustik empedansa sahiptirler. Dönüştürücüye gelen yankının yoğunluğu iki ortamdaki

akustik empedans farkıyla da orantılıdır. İki dokunun akustik empedansı aynı ise arada yansıma olmaz, benzer dokular arasındaki yansıma ise genellikle düşük yoğunluklu olmaktadır. Bunun tersi olarak yumuşak dokular, kemik ve akciğer arasındaki yüzeyler çok güçlü yansımalar oluştururlar. Şekil 1.2’de ultrason darbelerinin oluşumu gösterilmektedir [7].



Şekil 1.2. Ultrason darbe oluşumunun şematik gösterimi [7]

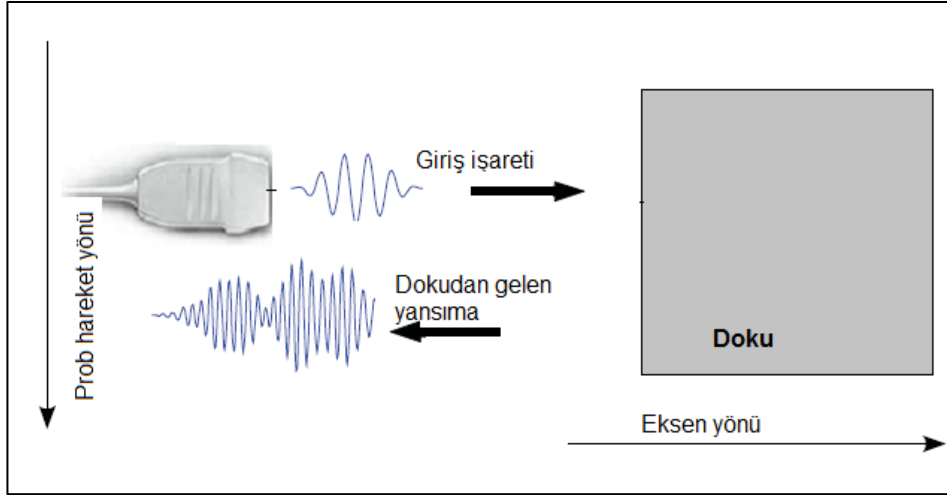
Ses ile madde arasındaki etkileşim ışıktaki ile benzerdir. Probdan gönderilen ses dalgaları vücuda gönderilince çeşitli fiziksel etkileşimlere maruz kalarak enerjisini kaybeder ve zayıflar. Bu etkileşimler doku boyunca emilim (absorbsiyon), yansıma (dokunun akustik empedansı ve sesin geliş açısına bağlı olarak), kırılma ve saçılmadır [8]. Zayıflama aynı zamanda vücut dokularına göre de değişiklik göstermektedir. Herhangi bir frekans için en yüksek zayıflama kemikte olurken, kaslarda ve katı organlarda daha az zayıflama olmaktadır, en az zayıflama ise damarlarda olmaktadır.

1.2. Ultrasonda Görüntüleme Modları ve Görüntü Oluşumu

Ultrason görüntüleme yapılırken ihtiyaca göre çeşitli görüntüleme modları bulunmaktadır.

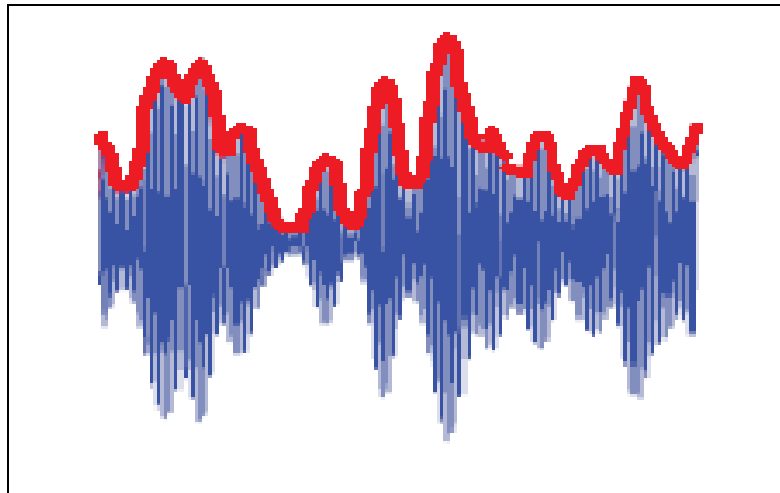
A-modu: Genlik değerlerini esas alarak gösterim yapan en basit olan moddur. Bu modda dokulardan yansıyan gelen sinyallerin şiddeti, derinliği ve gecikmesi gösterilir. Günümüzde görüntüleme amaçlı ultrason cihazlarında pek kullanılmayıp daha çok sanayide kullanılmaktadır [1].

B-modu: 2 boyutlu görüntüleme olarak da bilinen bu mod günümüzde en çok kullanılmakta olan tıbbi ultrason görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde, Şekil 1.3'te gösterildiği gibi, ultrason cihazı probundan doku içerisine bir ses darbesi gönderilmektedir. Doku boyunca ilerleyen işaret, dokunun özelliklerine göre saçılma, yansıma gibi etkilere maruz kaldıktan sonra aynı prob tarafından geri alınmaktadır.



Şekil 1.3. 2 boyutlu ultrason görüntüsü elde etme yaklaşımı

Geri gelen bu sinyallerden her biri Şekil 1.4'te gösterilen mavi sinyal gibi doku özelliklerine göre modüle edilmiş 1 boyutlu bilgi olarak kabul edilmektedir. Pratikte bu sinyalin kendisini almak yerine, Şekil 1.4'te kırmızı renkle gösterilen, zarf işareti alınmaktadır.



Şekil 1.4. Dokudan yansıyan 1 boyutlu işaret ve zarfı [9]

Prob yanal doğrultuda hareket ettikçe bu sinyaller elde edilmektedir. Elde edilen bu işaretlerin zarfları logaritmik olarak dönüştürülüp tutulur [9]. Tutulan bu işaretler şiddetine göre derecelendirilir ve en yüksek yansıma beyaz, en düşük yansıma siyah olmak üzere her dereceye 0-255 arasında parlaklık tonu atanır. Şekil 1.5'te 18 haftalık cenine ait ultrason görüntüsü gösterilmektedir. Bu görüntü Şekil 1.3'teki probun yanal hareket etmesiyle elde edilen 1 boyutlu işaret bilgilerinin her birinin parlaklık değeri cinsinden bir satıra atanması sonucu elde edilmektedir [8].



Şekil 1.5. İki boyutlu bir ultrason görüntüsü [10]

TM modu: M modu olarak da bilinen bu yöntemde hareketli dokulara ait görüntüler elde edilmektedir. Dokuya gönderilen darbe hızlı bir şekilde yayıldıktan sonra her bir A modu ve B modu sonucu alınıp kaydedilir. Bu işlem ultrasonda video kaydetmeye benzer. Özellikle kalp gibi hareketli organların görüntülenmesi amacıyla kardiyojide kullanılmaktadır.

3 boyutlu görüntüleme: Farklı açılarla elde edilen bir birine komşu 2 boyutlu ultrason görüntülerinden oluşan bir dizi alınır. Özel bir bilgisayar programı yardımıyla oluşturulan bu görüntüler için tarama genellikle, 2 boyutlu görüntüleme yapan özel mekanik problar kullanılarak yapılır. 3 boyutlu görüntüleme hareketsiz dokular için iyi sonuçlar vermektedir. Ancak mekanik taramanın yavaş olması nedeniyle hareketli dokuların görüntülenmesi zor olmaktadır. 3 boyutlu görüntünün gerçek zamanlı olarak gösterilmesi durumunda 4 boyutlu ultrason elde edilmiş olur.

2. TEZDE KULLANILAN GÖRÜNTÜ İŞLEME YAKLAŞIMLARI

2.1. Frekans Düzleminde Dönüşümler ve Süzgeçler

Görüntülerle frekans düzleminde işlem yapabilmek için piksel değerlerinin uzamsal düzlemden, frekans düzlemine dönüştürülmesi gerekmektedir. Frekans düzlemine geçiş için kullanılan belli başlı yöntemler bulunmaktadır. Bu bölümde ayrık fourier dönüşümü ve ayrık kosinüs dönüşümü hakkında bilgi verilecektir. Görüntüleri frekans düzlemine geçirdikten sonra frekans düzlemindeki süzgeçlerle farklı frekans bileşenlerine ayırıştırma yapılmaktadır. Bu çalışmada frekans ayrışımı için butterworth süzgeçler kullanılmaktadır. Bu bölümde bununla beraber bu süzgeçlerin ideal süzgeçlere göre avantajlarını göstermek için ideal süzgeçlere de yer verilmektedir. Ayırıştırma işlemleri tamamlandıktan sonra ters dönüşümlerle tekrar uzamsal düzleme dönülmektedir. Bu noktadan sonra elde edilen bilgiler istenen şekilde kullanılarak yeni görüntüler elde edilir.

2.1.1. Ayrık fourier dönüşümü

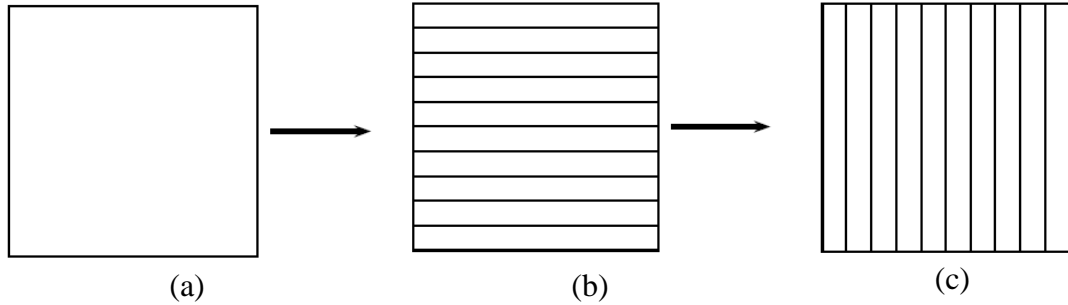
Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD) (Discrete Fourier Transform), görüntü işlemede önemli bir yere sahiptir. AFD görüntüyü sinüs ve kosinüs bileşenleri halindeki gerçel ve sanal katsayılarla ayırıştırır. 2 boyutlu AFD olarak da adlandırılan dönüşümde, giriş değeri olarak alınan bir matris başka bir matrise dönüştürülür. Giriş görüntüsü $f(x, y)$, $M \times N$ boyutlu bir matris olarak alındığında AFD sonrası elde edilen çıkış matrisi $F(u, v)$ ile arasındaki ilişki Denklem (2.1)'de verilmiştir. Eşitliklerdeki indislerden $x = 0, 1, 2, \dots, M - 1$, $y = 0, 1, 2, \dots, N - 1$, $u = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ ve $v = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ şeklindedir.

$$F(u, v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad (2.1)$$

Uzamsal düzleme geçmek için kullanılmakta olan ters AFD ise Denklem (2.2)'de verilmektedir.

$$f(x, y) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j2\pi(ux/M+vy/N)} \quad (2.2)$$

2 boyutlu görüntülerin AFD'si için, önce satırların AFD'si alınır. Ardından elde edilen matristeki sütunların AFD'si alınarak hesaplama yapılabilir. Buna benzer olarak önce sütunların AFD'si alınıp ardından satırların AFD'si hesaplanarak da işlem yapılabilir. Şekil 2.1 bu hesaplamayı açıklamaktadır.



Şekil 2.1. 2 Boyutlu AFD hesaplaması (a) Orijinal görüntü, (b) Herbir satır için AFD, (c) Herbir sütun için AFD [11]

2.1.2. Ayrık kosinüs dönüşümü

Ayrık Kosinüs Dönüşümü (AKD), AFD'ye benzemektedir fakat çıkışta sadece gerçel katsayılar vermektedir. Giriş görüntüsü $f(x, y)$, $M \times N$ boyutlu bir matris olarak alındığında; AKD sonrası elde edilen çıkış matrisi $C(u, v)$, Denklem (2.3)'te gösterildiği gibi olmaktadır. Eşitliklerdeki indislerden $x = 0, 1, 2, \dots, M-1$, $y = 0, 1, 2, \dots, N-1$, $u = 0, 1, 2, \dots, M-1$ ve $v = 0, 1, 2, \dots, N-1$ şeklindedir.

$$C(u, v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \alpha(u) \alpha(v) \cos\left[\frac{(2x+1)u\pi}{2M}\right] \cos\left[\frac{(2y+1)v\pi}{2N}\right]$$

$$\alpha(u) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{M}} & u = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{M}} & u \neq 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

Uzamsal düzleme geçmek için kullanılmakta olan ters AKD ise Denklem (2.4)'te verilmektedir.

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} C(u, v) \alpha(u) \alpha(v) \cos\left[\frac{(2x+1)u\pi}{2M}\right] \cos\left[\frac{(2y+1)v\pi}{2N}\right]$$

$$\alpha(v) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{N}} & u = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & u \neq 0 \end{cases} \quad (2.4)$$

2.1.3. Frekans düzleminde süzgeçler

Frekans düzlemindeki süzgeçler, frekans düzlemi dönüşümleri ile elde edilen matrisler üzerinde bazı değişiklikler yapılmasını sağlamaktadır. Bu süzgeçleme işleminden sonra ters dönüşüm yapılarak uzamsal düzleme geçiş yapılmaktadır. $f(x, y)$ MxN boyutlu bir giriş imgesi olmak üzere, temel süzgeçleme işlemi Denklem (2.5)'te gösterildiği gibi yapılmaktadır.

$$g(x, y) = \mathfrak{F}^{-1}[H(u, v)F(u, v)] \quad (2.5)$$

Burada \mathfrak{F}^{-1} ters AFD işlemini, $F(u, v)$, giriş imgesinin AFD'sini, $H(u, v)$, süzgeç fonksiyonunu ve $g(x, y)$ ise süzgeçlenmiş (çıkış) imgesini göstermektedir. F, H ve g fonksiyonlarının hepsi giriş imgesi ile aynı olarak MxN boyutludur. $H(u, v)F(u, v)$ işlemi dizi çarpımı gibi yapılmaktadır. En çok bilinen frekans düzlemi süzgeçleri, ideal süzgeçler, gauss süzgeçleri ve butterworth süzgeçleridir. Bunlar da kendi içinde alçak geçiren süzgeç (AGS), yüksek geçiren süzgeç (YGS) ve band geçiren süzgeç (BGS) çeşitlerine sahiptir.

2.1.4. İdeal alçak geçiren süzgeç

İdeal AGS görüntüdeki düşük frekansları tutmakta, geriye kalan tüm frekansları ise atmaktadır. AGS'nin D_0 'a kadar olan frekansları tutup gerisini atması isteniyorsa; $D(u, v)$ Denklem (2.7)'deki gibi MxN boyutlu düzlemin merkezi etrafındaki bölge olmak üzere, ideal AGS çıkışı $H(u, v)$ Denklem (2.6)'daki gibi olmaktadır. AGS genelde görüntünün temel bilgilerini tutar.

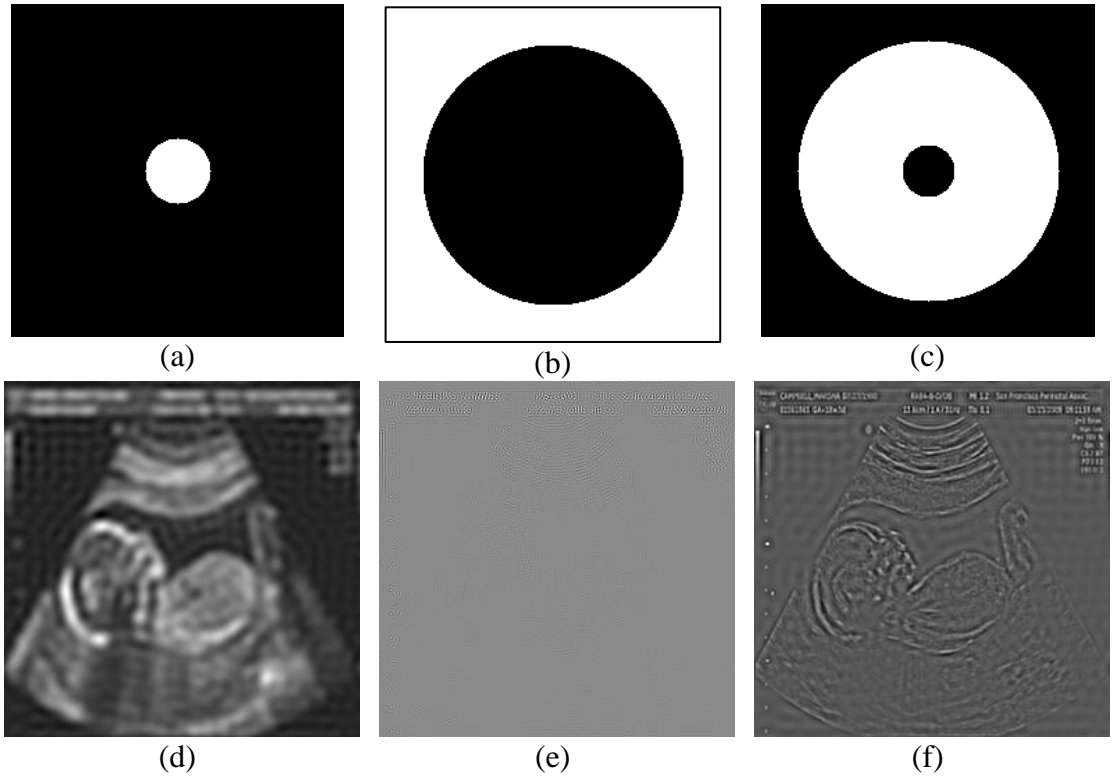
$$H(u,v) = \begin{cases} 1 & D(u,v) \leq D_0 \\ 0 & D(u,v) > D_0 \end{cases} \quad (2.6)$$

$$D(u,v) = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (2.7)$$

2.1.5. İdeal yüksek geçiren süzgeç

İdeal YGS görüntüdeki yüksek frekansları tutmakta, geriye kalan tüm frekansları ise atmaktadır. YGS'nin D_0 'a kadar olan frekansları atıp gerisini tutması isteniyorsa; $D(u,v)$ Denklem (2.7)'deki gibi olmak üzere, ideal YGS çıkışı $H(u,v)$ Denklem (2.8)'deki gibi olmaktadır. YGS genelde görüntünün kenar bilgilerini tutar.

$$H(u,v) = \begin{cases} 0 & D(u,v) \leq D_0 \\ 1 & D(u,v) > D_0 \end{cases} \quad (2.8)$$



Şekil 2.2. (a) $D_0=25$ olan ideal AGS, (b) $D_0=100$ olan ideal YGS, (c) $D_1=25$ ve $D_2=100$ olan ideal BGS, (d) ideal AGS çıkışı, (e) ideal YGS çıkışı, (f) ideal BGS çıkışı

2.1.6. İdeal bant geçiren süzgeç

İdeal BGS görüntüdeki belli bir banttaki frekansları tutmakta geriye kalan tüm frekansları ise atmaktadır. BGS'nin D_1 ve D_2 bantları arasındaki frekansları tutup gerisini atması isteniyorsa; $D(u, v)$ Denklem (2.7)'deki gibi olmak üzere, ideal BGS çıkışı $H(u, v)$ Denklem (2.9)'daki gibi olmaktadır. Şekil 2.2'de bazı ideal süzgeçler ve Şekil 1.4'teki ultrason görüntüsünün AFD işlemi sonrası bu süzgeçlerden geçirilip ters AFD uygulandıktan sonra elde edilen çıkışlarının görüntüleri gösterilmektedir.

$$H(u, v) = \begin{cases} 1 & D_1 \leq D(u, v) \leq D_2 \\ 0 & \text{diğer} \end{cases} \quad (2.9)$$

2.1.7. Butterworth alçak geçiren süzgeç

Butterworth AGS, ideal AGS ile aynı mantıkta çalışmaktadır. İdeal süzgeçler keskin kenar geçişlerine sahip olduğu için çıkışta dalgalanmalara sebep olmaktadır. Butterworth süzgeçler ise kenar geçişlerini hemen yapmak yerine daha yumuşak bir geçiş yapmaktadır böylece dalgalanmalar azalmaktadır. Butterworth süzgeçlerde kenar geçişlerinin keskinliğini ayarlayan bir süzgeç derecesi (n) vardır. n değeri büyüdükçe süzgecin çıkış değeri daha iyi olmasına rağmen işlem yükü artmaktadır dolayısıyla birçok uygulamada $n=2$ olarak alınmaktadır. AGS'nin D_0 'a kadar olan frekansları tutup gerisini atması isteniyorsa; $D(u, v)$ Denklem (2.7)'deki gibi olmak üzere, butterworth AGS çıkışı $H(u, v)$ Denklem (2.10)'daki gibi olmaktadır.

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D(u, v) / D_0]^{2n}} \quad (2.10)$$

2.1.8. Butterworth yüksek geçiren süzgeç

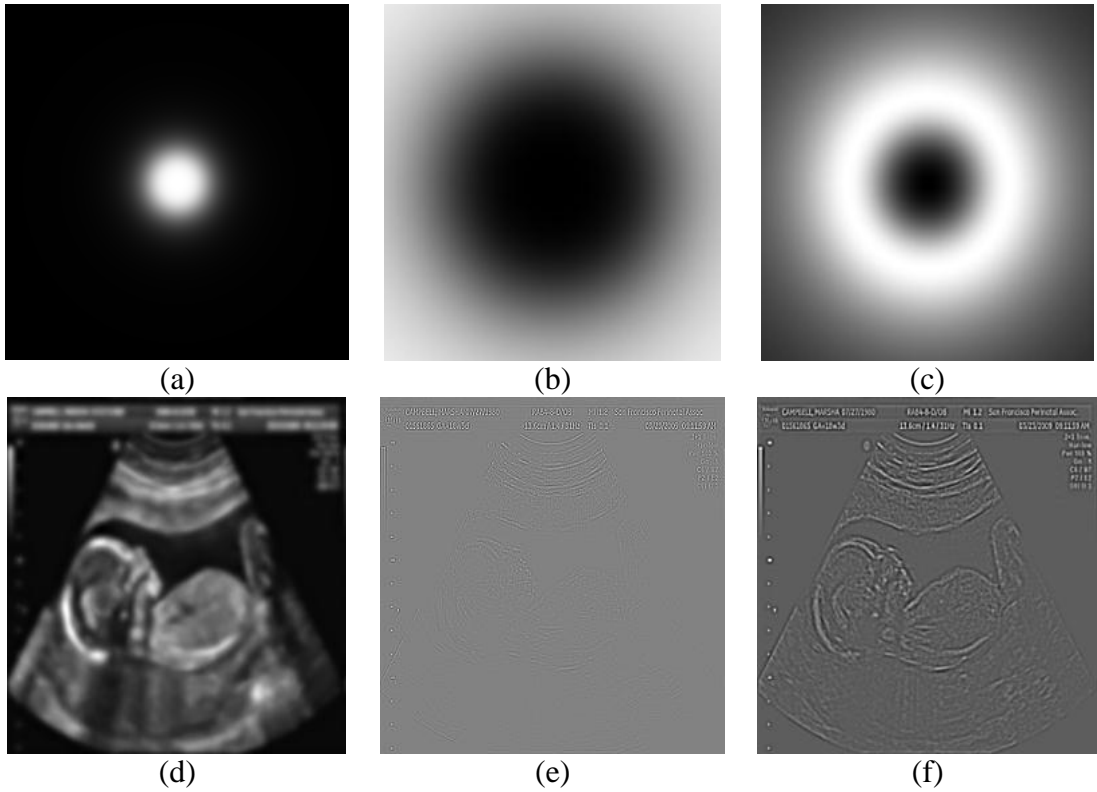
Butterworth YGS, ideal YGS ile aynı mantıkta çalışmaktadır. YGS'nin D_0 'a kadar olan frekansları atıp gerisini tutması isteniyorsa; $D(u, v)$ Denklem (2.7)'deki gibi olmak üzere, butterworth YGS çıkışı $H(u, v)$ Denklem (2.11)'deki gibi olmaktadır.

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D_0 / D(u, v)]^{2n}} \quad (2.11)$$

2.1.9. Butterworth band geçiren süzgeç

Butterworth YGS, ideal YGS ile aynı mantıkta çalışmaktadır. BGS'nin D_1 ve D_2 bantları arasındaki frekansları tutup gerisini atması isteniyorsa, bant genişliği $W = D_2 - D_1$, istenen bandın merkezi $D_0 = (D_2 + D_1) / 2$, ve $D(u, v)$ Denklem (2.7) 'deki gibi olmak üzere, butterworth BGS çıkışı $H(u, v)$ Denklem (2.12)'deki gibi olmaktadır. Şekil 2.3'te süzgeç derecesi $n = 2$ olan butterworth süzgeç örnekleri ve Şekil 1.5'teki ultrason görüntüsünün AFD işlemi sonrası bu süzgeçlerden geçirilip ters AFD uygulandıktan sonra elde edilen çıkışlarının görüntüleri gösterilmektedir.

$$H(u, v) = 1 - \frac{1}{1 + \left[\frac{D(u, v)W}{D(u, v)^2 - D_0} \right]^{2n}} \quad (2.12)$$



Şekil 2.3. (a) $D_0=25$ olan butterworth AGS, (b) $D_0=100$ olan butterworth YGS, (c) $D_1=25$ ve $D_2=100$ olan butterworth BGS, (d) butterworth AGS çıkışı, (e) butterworth YGS çıkışı, (f) butterworth BGS çıkışı

2.2. Ampirik Kip Ayırışımı (AKA)

Ampirik Kip Ayırışımı (AKA) ya da Empirical Mode Decomposition (EMD) doğrusal olmayan zaman serilerinin analizi için bir sinyal ayrıştırma yöntemi olarak önerilmiştir [12]. AKA, sinyali İçkin Kip Fonksiyonlarına (İKF) (Intrinsic Mode Function) ayrıştırmaktadır ve ek olarak bir kalan işareti vermektedir. İKF'ler bazı spesifik özelliklerle karakterize edilmektedir. Bunlardan biri, sıfır geçişlerinin sayısı ve uç (extreme) noktalarının sayısının eşit olması veya aralarındaki farkın en fazla bir olarak kalmasıdır. Bu şekilde İKF'nin ampirik kip frekansı, uç noktaların sayısı ya da sıfır geçiş noktalarının sayısı olarak tanımlanmaktadır. İKF'nin diğer özelliği ise; yerel maksimum ve yerel minimum ile tanımlanan zarflar, zarf ortalamaları etrafında yerel simetrikdir [13]. Yerel minimum noktaların ara değerlemesiyle alt zarf; yerel maksimumların ara değerlemesiyle ise üst zarf bulunmaktadır. İşaretin herhangi bir zaman örneği için alt zarf ve üst zarfın ortalaması sıfır olmaktadır [14]. AKA ile elde edilen İKF'ler birbirlerine hemen hemen diktir. AKA frekansın anlık değerlerini (işaretin zaman frekans analizinde analitik sinyalin fazının türevi) kullanmayı sağlayacak ayrışımı aramaktadır [14].

Gerçek sistemlerin çoğu durağan ve doğrusal olmamalarına rağmen, Fourier dönüşümü sinyalin durağan ve sistemin doğrusal olduğunu kabul etmektedir. AKA ise doğrusal ve durağan olmayan veriler için başarılı bir biçimde çalışmaktadır. Dalgacık dönüşümü ise farklı farklı dalgacık tipleri kullanabilmektedir ve ayrıştırmada ki başarımlar dalgacık türüne göre değişebilmektedir. Ayrıca bu dönüşümde frekans ölçeği daima örnekleme frekansına ve kullanılan ayrıştırma seviyesine bağlıdır. Oysaki AKA taban fonksiyonu içermemektedir. AKA işareti içkin karakteristiklerine göre ayrıştırmaktadır [14]. Bu özelliklerinden dolayı AKA, Fourier ve dalgacık dönüşümü gibi işaret ayrıştırma yöntemlerine göre bazı avantajlar sağlamaktadır.

AKA son yıllarda işaret işleme uygulamalarında sıkça başvurulan yöntemlerden biri olmaya başlamıştır. AKA görüntü sıkıştırma [16], hiperspektral imge sınıflandırmada [17] ve sualtı görüntülerini iyileştirmede [18] kullanılmıştır. Ayrıca AKA biyomedikal sinyal işlemede de başvurulan bir yöntem olmuştur. AKA EMG

sinyal süzgeçlemede [19], EKG sinyali gürültü giderilmesinde [20] ve 2 boyutlu AKA kullanılarak tıbbi görüntü iyileştirmede kullanılmıştır [21].

Zaman düzlemindeki mantık ve uygulamanın aynısı iki boyutlu işaretler ve görüntüler için de geçerlidir. Bir boyutlu işlemlerdekine benzer olarak görüntülerde de ilk İKF yerel en yüksek bilgileri, ikinci İKF sonraki en yüksek bilgileri içerir. [16].

2 boyutlu AKA algoritması aşamalı bir şekilde İKF'leri bulmaktadır. Bu algoritma aşağıda aşamalı olarak anlatılmaktadır. Ayrıştırma giriş işareti ($giris_{lk}(x, y)$) imgenin ($I(x, y)$) kendisidir ($giris_{lk}(x, y) = I(x, y)$). Burada, ilk indis ($l = 1, 2, \dots, K$) İKF sayısını, ikinci indis ($k = 1, 2, \dots, L$) yineleme sayısını, (x, y) ise uzamsal konumların bilgisini içermektedir. Ayrıştırma işlemi özet olarak aşağıdaki şekilde yapılmaktadır.

1. Giriş işaretinin ($giris_{lk}(x, y)$) yerel maksimum ve yerel minimum noktaları bulunur.
2. Yerel maksimum noktalarının eğri ara değerlemesi yapılarak üst zarf $e_{max}(x, y)$; yerel minimum noktalarının eğri ara değerlemesi yapılarak alt zarf $e_{min}(x, y)$ oluşturulur.
3. Alt ve üst zarfların ortalamaları Denklem (2.13)'teki gibi hesaplanarak ortalama zarf işareti bulunmuştur.

$$ort_{lk}(x, y) = (e_{max}(x, y) + e_{min}(x, y)) / 2 \quad (2.13)$$

4. Ortalama zarf işareti giriş işaretinden, Denklem (2.14)'teki gibi, çıkarılmaktadır.

$$h_k(x, y) = giriş_{lk}(x, y) - ort_{lk}(x, y) \quad (2.14)$$

5. Ortalama zarf işaretinin sonlandırma koşulunu sağlayıp sağlamadığı kontrol edilir. Kullanılan sonlandırma koşulu Denklem (2.15)'teki gibidir.

$$\tau = \frac{\sum_{x=1}^w \sum_{y=1}^h |ort_{lk}(x, y)|}{w \times h} \quad (2.15)$$

Burada w ve h işaretin piksellerinin boyutlarıdır. τ ise eşitlik sonucunda çıkan eşik değeridir. İKF'yi elde etmek için ortalama işaretin sıfıra yaklaşması gerekmektedir. Eğer bu şart sağlanmamakta ise, 4.adım sonrasında elde edilen işaret ($h_k(x, y)$) giriş işareti olarak alınır ($giris_{l(k+1)}(x, y) = h_k(x, y)$) ve işlemler 1. Adımdan itibaren yinelenir. Durdurma şartı $k = K$ adımında sağlanıyorsa, İKF Denklem (2.16)'da gösterildiği gibi o yinlemenin 4. adımında elde edilen çıkış olarak tanımlanır.

$$\dot{IKF}_l(x, y) = h_{lK}(x, y) \quad (2.16)$$

6. İKF elde edildikten sonra, kalan işaret $R_l(x, y)$, Denklem (2.17)'de gösterildiği gibi giriş işareti ile İKF işaretinin farkından elde edilmektedir.

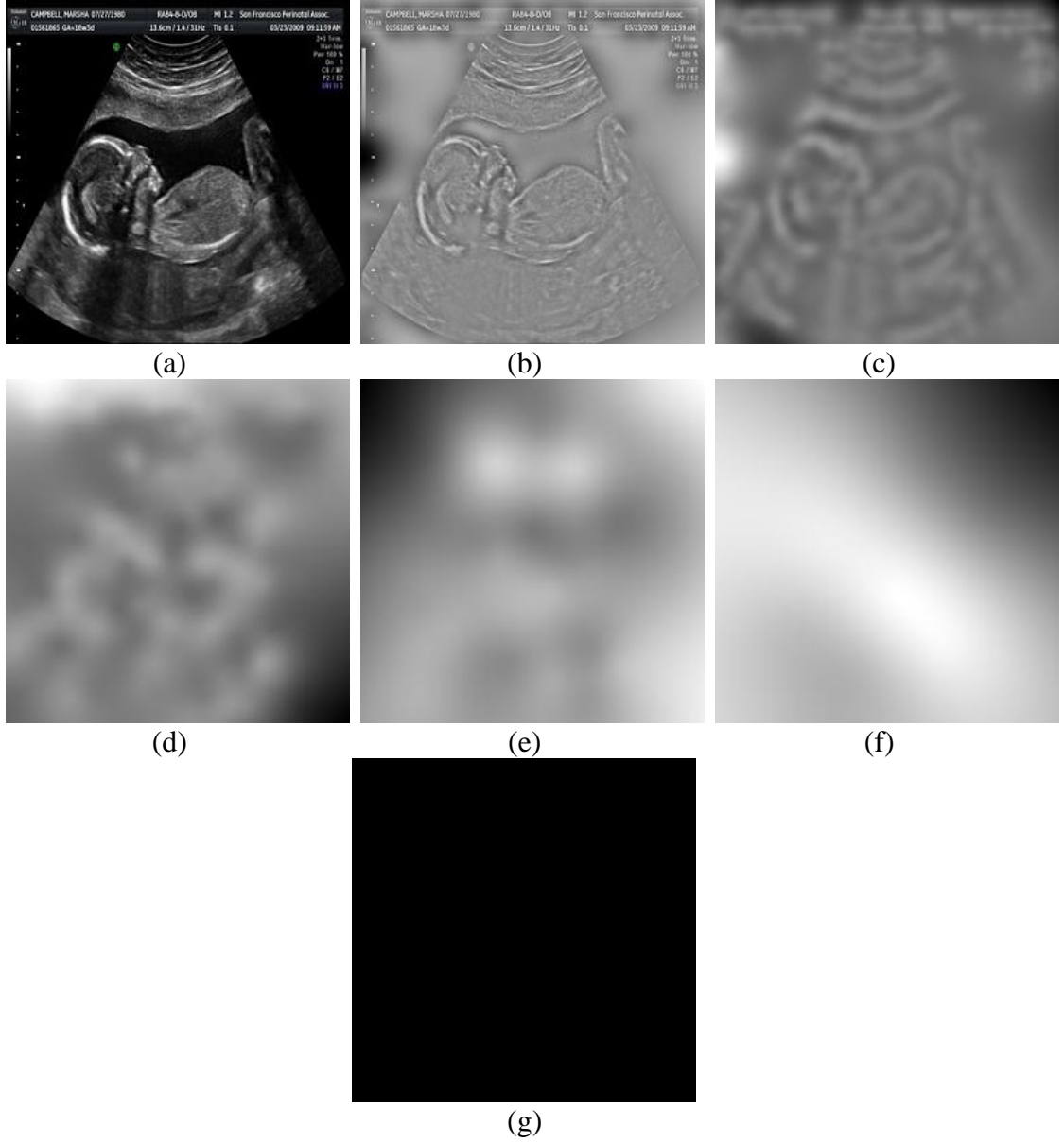
$$R_l(x, y) = giris_{l1}(x, y) - \dot{IKF}_l(x, y) \quad (2.17)$$

Bir sonraki İKF'yi bulmak için, önceki işlemde kalan işaret $R_l(x, y)$, giriş işareti olarak kullanılarak bulunmaktadır. Bu işlemler, kalan işaretin uç noktaları kalmadığında tamamlanmaktadır.

AKA ile orijinal işaret birçok İKF'ye ve bir kalan (artık) işarete ayrıştırılmaktadır. Orijinal işaret İKF'lerin ve kalan işaretin toplamları şeklinde ifade edilebilmektedir. Bu ilişki Denklem (2.18)'de gösterilmektedir.

$$I(x, y) = R_l(x, y) + \sum_{l=1}^L \dot{IKF}_l(x, y) \quad (2.18)$$

Şekil 2.4'de, Şekil 1.5'teki ultrason görüntüsüne 2 boyutlu AKA uygulanması sonucu elde edilen İKF'ler ve kalan işareti gösterilmektedir. Birinci İKF en yüksek frekans bileşenlerini içermektedir, diğer İKF'ler de farklı konumlarda alçak ve yüksek frekans bileşenlerini barındırabilmektedir.

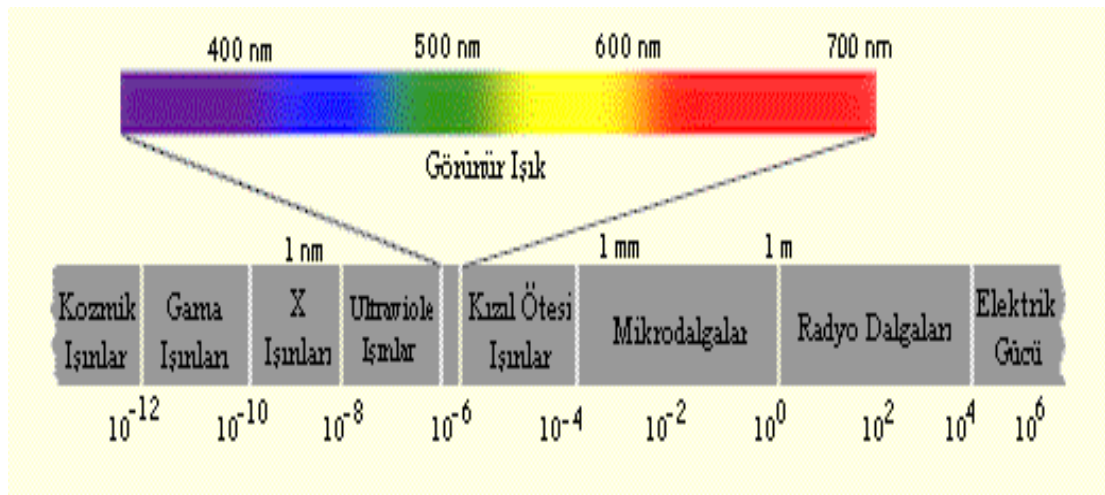


Şekil 2.4. (a) Orijinal ultrason görüntüsü (b) 1. İKF, (c) 2. İKF, (d) 3. İKF, (e) 4. İKF, (f) 5. İKF (g) kalan işaret

2.3. Renk İşleme

İnsanların görüşünde, çevredeki nesnelerin tanınmasını sağlayan en önemli bileşenlerden birisi renktir. İnsanın görsel sistemi özellikle iki şeye uyumludur: kenarlar ve renk. İnsan görsel sistemi, gri değerlerdeki ince değişimlerin olduğu nesnelere algılamada yeterince iyi değildir. Renk işleme, renklerin ortaya çıkmasını sağlayan ışığın fiziksel özelliklerine, renkleri algılayan insan gözünün doğasına, insan görsel sisteminin merkezi olan beyin ve beyinden göze giden sinyallerin renk

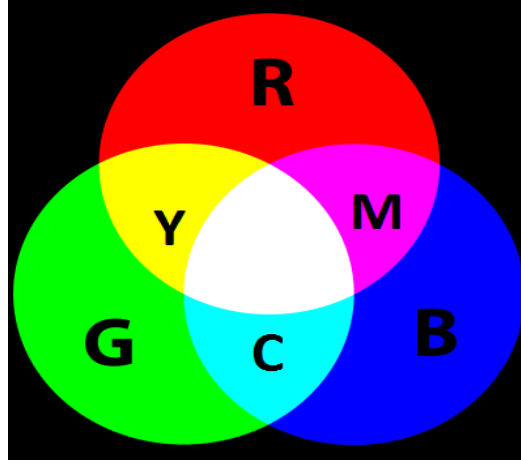
olarak algılanmasını sağlayan yollara yönelik çalışmalardan oluşmaktadır. Görünen ışık, enerjinin farklı dalga boylarına göre şekil aldığı elektromanyetik spektrumun bir kısmını oluşturur. Bu spektrum en düşük dalga boyuna sahip kozmik ışıklardan, en yüksek dalga boyuna sahip elektrik dalgalarına kadardır. Şekil 2.5, elektromanyetik spektrum ve görünür ışık bölgesini göstermektedir. Elektromanyetik spektrumda dalga boyu 10^{-13} metreden 10^6 metreye kadar değişmektedir. Görünür ışık bölgesinde ise dalga boyu kırmızı renkli ışık için 700 nanometre, yeşil renkli ışık için 546 nanometre ve mavi renkli ışık için 435 nanometredir.



Şekil 2.5. Elektromanyetik spektrum ve görünür ışık bölgesi [22]

2.3.1. RGB renk modeli

Gözün algıladığı renkler kırmızı (red), yeşil (green) ve mavi (blue) renklerinin değişik oranlarda birleşmesinden meydana gelmektedir. RGB renk modeli bu renkleri ifade etmektedir ve bu renklere birincil renkler denmektedir. Birincil renklerden herhangi ikisi bir birine eklendiğinde ikincil renkler dediğimiz turkuaz (cyan), eflatun (magenta) ve sarı (yellow) renkleri ortaya çıkmaktadır. Şekil 2.6'da birincil renkler ve onların toplanmasından oluşan ikincil renkler gösterilmektedir.

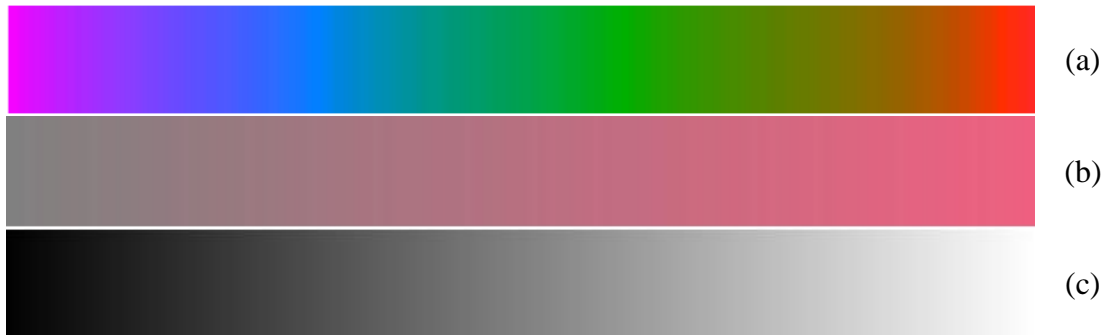


Şekil 2.6. Birincil ve ikincil renkler [23]

Birincil renkler bilgisayar monitörü ve televizyon gibi yerlerde ana renk olarak kullanılmaktadırlar. Sayısal görüntünün yapısı incelendiğinde, aynı renk bileşenlerinin oluşturduğu yüzey bir bant olmaktadır. Üç farklı renkteki bant bir araya geldiğinde ise üç boyutlu bir görüntü oluşmaktadır. Görüntüdeki bir piksel noktası üç boyutludur ve bu pikselin rengi, kırmızı, yeşil ve mavi renk örneklerinin belli oranda katkılarıyla oluşmaktadır.

2.3.2. HSV renk modeli

Görüntü işleme çalışmalarında RGB modeliyle çalışmak bazen avantajlı olmasına rağmen bazı durumlarda zorluklara sebep olabilmektedir. Bu zorlukların üstesinden gelmek için farklı renk modelleri kullanılmaktadır. Bu modellerden birisi de HSV (Hue, Saturation, Value) renk modelidir.



Şekil 2.7. HSV gösterimi, (a) H, baskın dalga boyu, renk, (b) S, beyaz doygunluk yüzdesi, (c) V, parlaklık [24]

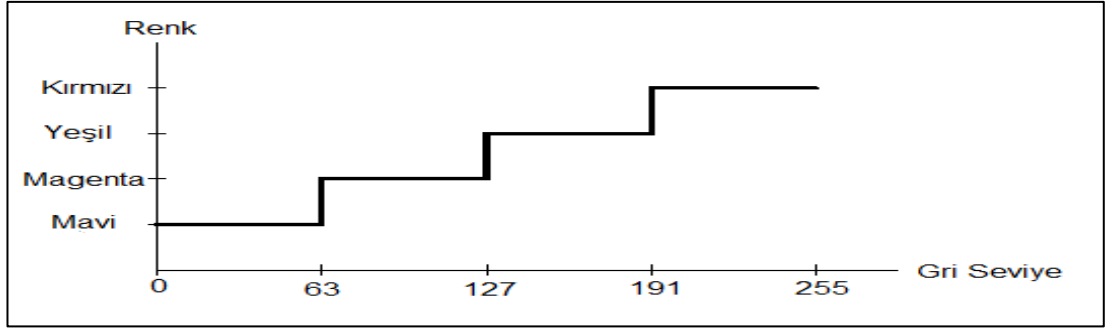
Şekil 2.7’de de gösterildiği gibi hue (renk), kırmızı, mavi ve sarı gibi gerçek renkleri, saturation (doygunluk), rengin doygunluğu olarak kullanılmaktadır. Renkteki beyaz oranı arttıkça doygunluğu düşmektedir. Kırmızı yüksek saturation değerine sahip iken, aynı hue değerine sahip açık pembe düşük doygunluk değerine sahiptir. Value (değer, parlaklık) ise görüntünün parlaklık oranını göstermektedir.

2.3.3. Sözde renk (Pseudocolor)

Görüntü işlemede sözde renk (pseudocolor) kavramı, gri renk değerlerinin belirli kıstaslara göre renklere atamasını ifade etmektedir [25]. Sözde renk terimi gerçek renklere karşı yapay renklerin atandığını göstermektedir. Sözde renk bir tek renkli görüntünün gri seviye değerlerini kırmızı, yeşil ve mavi değerler ile eşlemek için kullanılmaktadır. Sözde renk teknikleri uzamsal ve frekans düzlemlerinin ikisine de uygulanabilmektedir. Sözde rengin kullanım amacı, insanın görmesini iyileştirmek ve bir görüntüyü ya da onun detaylarını yorumlamaktır [2].

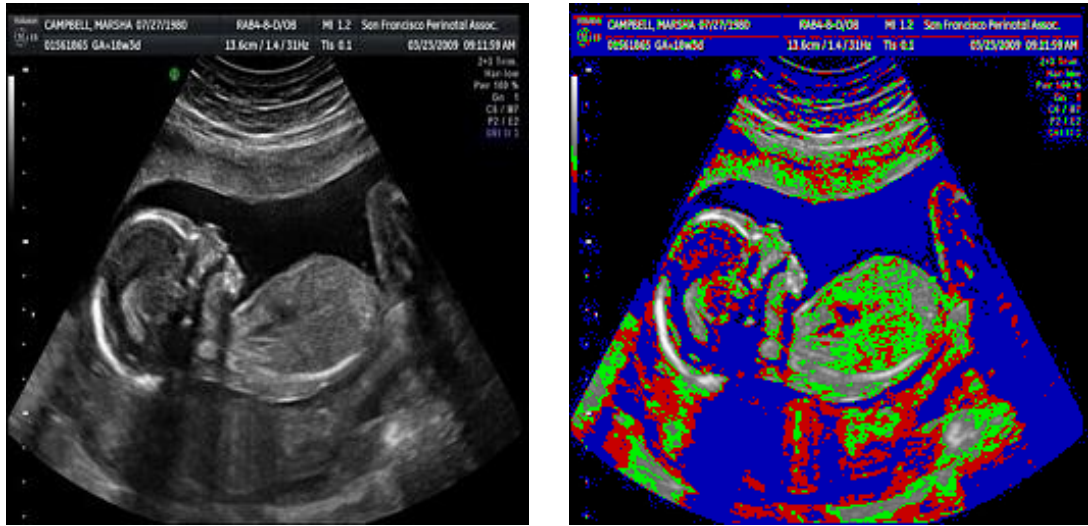
Sözde renk son yıllarda görüntü iyileştirmede kullanılmaya başlanmıştır. Örneğin [26]’daki çalışmada floroskopi ile çekilmiş olan bir anjiyogram sözde renk teknikleriyle düzeltilip, damarlar renklendirilmiştir.[27]’de bazı medikal görüntülere gradiyent temelli yaklaşım ile sözde renk verilmiştir. [2]’de ise anne karnındaki çocuk görüntülerine, frekans düzlemi dönüşümleri uygulanarak, sözde renk verilmiştir.

Parlaklık bölme (intensity slicing) ile sözde renklendirme görüntünün parlaklık değerini barındıran gri seviye değerler bölümlere ayrılıp, her bir kısım farklı bir renk değeri olarak kodlanmaktadır. Bir görüntünün parlaklık değeri Şekil 2.8’deki örnekte 0–63 arasındaki değerler mavi, 64–127 arasındaki değerler magenta, 128–191 arasındaki değerler yeşil ve 192–255 arasındaki değerler de kırmızı olarak gösterilmek istenmektedir. 64–127 arasındaki gri seviye değerler hem mavi banda hem de kırmızı banda atandığında görüntüde magenta olarak görülmektedirler. Şekil 2.9’da görüntü işlemede kullanılan görüntülerden birinin parlaklık (gri seviye) değerleri ve onun 0–50 arasındaki değerlerinin mavi, 51–75 arasındaki değerlerinin kırmızı, 75–100 arasındaki değerlerinin yeşil ve kalan kısımların ise gri olarak atandığı bir sözde renklendirilmiş hali gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Parlaklık bölme yönteminin örnek gösterimi [11]

Dönüşümlerle sözde renkli görüntü işlemede yukarıda anlatılan basit kaydırma tekniğinden daha yaygın ve daha geniş renk elde etme imkânı sunmaktadır.

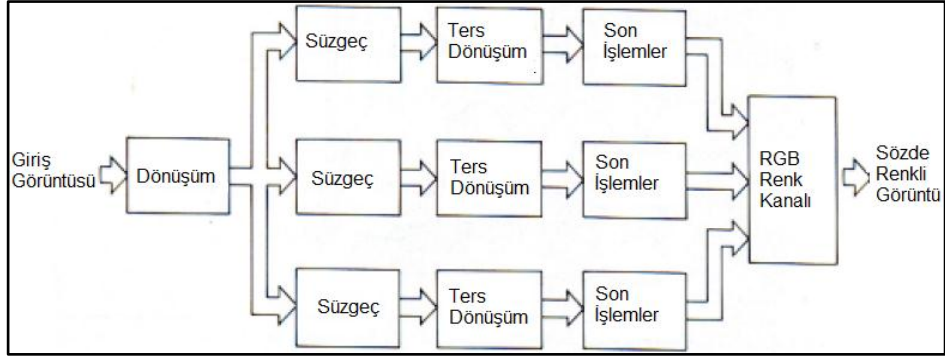


(a)

(b)

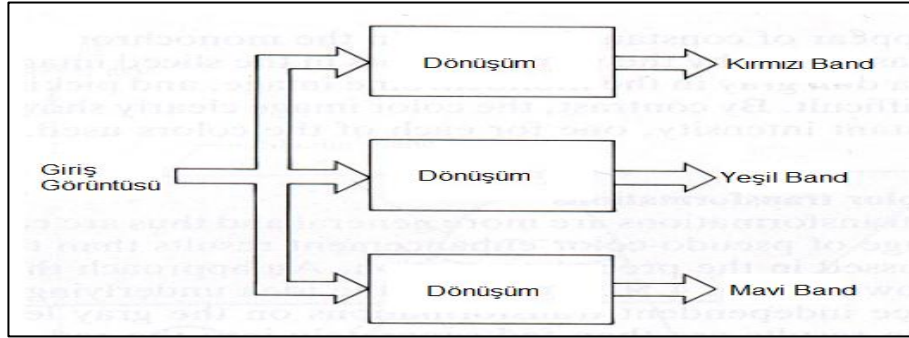
Şekil 2.9. (a) Gri seviyeli görüntü, (b) parlaklık bölme ile sözde renklendirilmiş görüntü

Bu yöntemde giriş görüntüsünün parlaklık değeri Şekil 2.10'da gösterildiği gibi bir dönüşüme tabi tutulduktan sonra süzgeçlerden geçirilip bazı işlemlerden sonra renk kanallarına atanmaktadır. Bunun dışında Şekil 2.11'de gösterildiği gibi görüntünün parlaklık değerlerine dönüşüm uygulanıp, üç farklı renk bandı elde edildikten sonra bunlarla sözde renkli görüntü elde edilebilmektedir.



Şekil 2.10. Frekans düzlemi dönüşümleriyle sözde renk için örnek şema

Bu yöntemde dönüşümlerin doğası gereği renk içerikleri modüle edilerek kompozit bir yapı oluşmaktadır. Bu kısımda anlatılmakta olan yöntemde doğrusal veya doğrusal olmayan dönüşümler kullanılabilirdiği için daha esnek olmaktadır [3].



Şekil 2.11. Sözde renk için görüntünün dönüşümlerle bantlara ayrıştırılması için şema [25]

3. ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNİ SÖZDE RENKLENDİRME ÇALIŞMALARI

Bu bölümde tez kapsamında yapılan çalışmalar anlatılacaktır. Ultrason görüntülerinin sözde renklendirilmesi ile ilgili literatürde yapılan çalışmaların sayısı sınırlıdır. Bu bölümde ilk olarak [2]'de önerilen yöntemin paralelinde AFD ve AKD ile kullanılarak görüntüler renklendirilirken aynı zamanda önerilen yöntemde bazı değişiklikler yapılması sonucu ortaya çıkan yeni yöntemler kullanılarak bazı sonuçlar elde edilmiştir. Daha sonra ise bu tezin özgünlüğünü sağlayan yöntem anlatılıp elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Kullanılan ultrason görüntülerin büyük bir kısmı Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden alınan doku görüntüleridir. Bazıları ise internet kaynaklarından alınan anne karnındaki bebek görüntüleridir.

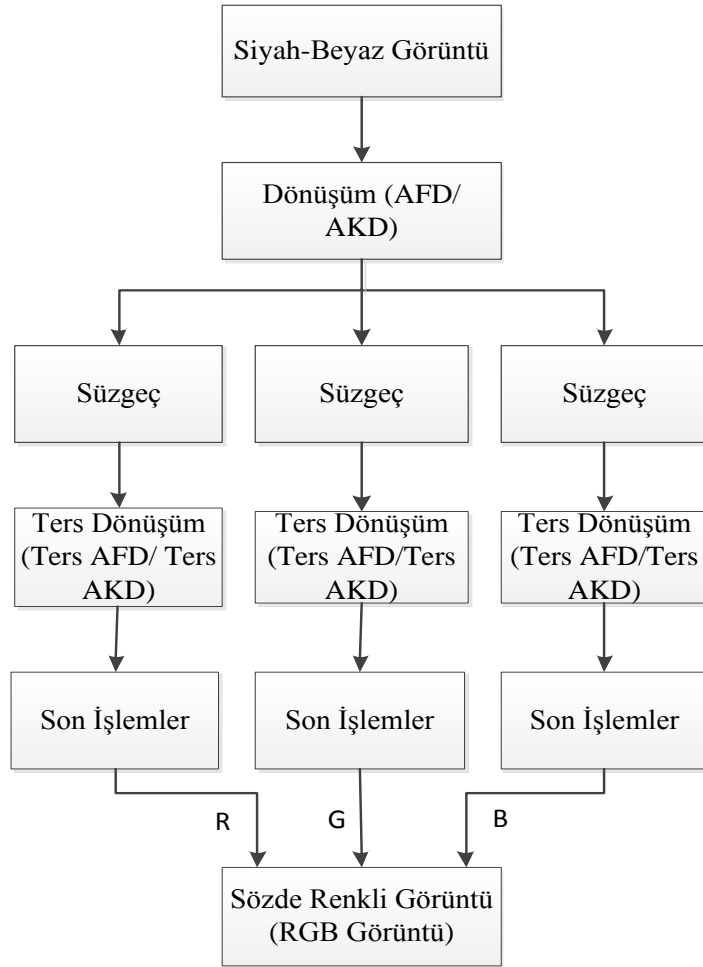
3.1. AFD ve AKD ile Sözde Renklendirme

AFD en sık kullanılan ve en çok bilinen dönüşümdür, görüntüyü karmaşık sinüzoidal bileşenlere ve sıfır frekans bileşenine ayırmaktadır. AKD ise AFD'ye benzemekle beraber görüntüyü karmaşık bileşenlere değil kosinüs bileşenlerine ayırmaktadır Bu dönüşümler görüntü üzerinde işlem yapmayı kolaylaştırmaktadır.

Bu kısımda uygulanan yöntem şöyledir: Ultrason cihazından elde edilen siyah ve beyazın tonlarını barındıran görüntü giriş görüntüsü olarak alınmaktadır. Giriş görüntüsüne frekans düzlemi dönüşümleri olan AFD veya AKD uygulanarak yeni matris değerleri elde edilmektedir. Bu yeni matris tasarlanan süzgeçlerden geçirilerek üç farklı matris elde edilmektedir. Elde edilen bu üç matrise ters AFD veya ters AKD uygulanarak üç adet yeni görüntü oluşturulmaktadır. Son olarak elde edilen görüntülerin değerleri belirli bir aralığa çekilerek düzeltilmektedir. Elde edilen bu üç farklı görüntü kırmızı, yeşil ve mavi bantlar isteğe göre atanmaktadır. Böylece sözde renkli RGB bir görüntü elde edilmiş olur.

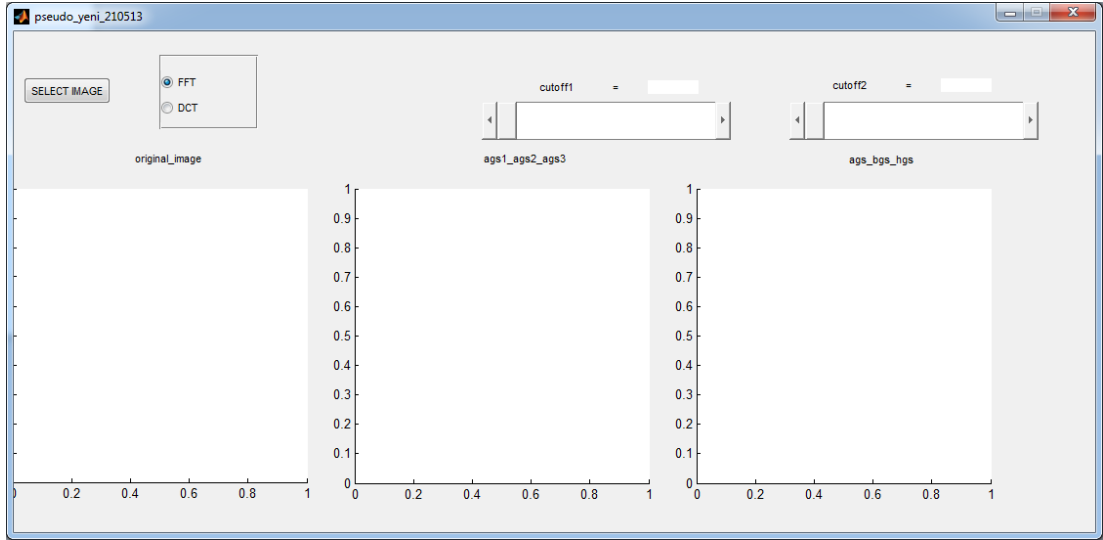
Bantlara atamalar yapılırken örneğin görüntünün alçak frekans bilgilerinin kırmızı olması isteniyorsa bu bilgiler RGB görüntünün birinci bandı olan kırmızı banda,

mavi olması isteniyorsa üçüncü bant olan mavi bantda atanır diğer iki süzgeç bilgileri için de benzer şey geçerlidir. [2]'de sözde renkli görüntünün görsel kalitesini arttırmak için önerilen yöntemde RGB görüntü HSV görüntüye dönüştürülerek, yeni görüntünün parlaklık değerleri üzerine histogram eşitleme uygulanmıştır. Daha sonra bu HSV görüntü tekrar RGB görüntüye dönüştürülmüştür ve sözde renkli ultrason görüntüleri elde edilmiştir. Bu tezde yapılan çalışmalarda [2]'de önerilen yöntem ile sonuçlar elde edilmiştir fakat elde edilen sonuçlar [2]'deki sonuçlara pek benzememiştir. Burada kullanılmakta olan yöntemlerde [2]'deki mantık esas alınmıştır fakat son kısımda RGB görüntü üzerine hiçbir işlem yapılmadan olduğu gibi bırakılmıştır. Şekil 3.1'de anlatılan bu yöntemin blok şeması gösterilmektedir. Uygulanan bu blok şemada önerilen süzgeç yaklaşımlarına göre farklı yöntemler ortaya çıkmaktadır.



Şekil 3.1. AFD ve AKD ile görüntüleri sözde renklendirmenin blok şeması

Yapılan çalışmaların kolaylığı açısından Şekil 3.2’de gösterilen ara yüz geliştirilmiştir. Geliştirilen bu ara yüzde ilk olarak üzerine işlemlerin uygulanacağı görüntü seçilmektedir ve bu görüntü en soldaki eksende gösterilmektedir. Seçilen görüntüye uygulanmak istenen dönüşüm işaretlenmektedir. Daha sonra eksenlerin üstünde görülen iki adet kaydırıcı yardımıyla iki tane kesim frekansı değeri alınmaktadır. Alınan bu değerler ile uygulanacak yönteme göre süzgeçler tasarlanmaktadır. Kaydırıcıların değeri her değiştiğinde arka plandaki yazılımda yeni süzgeçler tasarlanmaktadır ve bütün program çalışmaktadır. Program her çalıştığında oluşturulan sözde renkli görüntüler eksenlerde gösterilmektedir. Bu ara yüzün en önemli avantajlarından birisi, orijinal giriş görüntüsü ve işlenmiş görüntünün aynı anda görülüp karşılaştırmalarının yapılabilmesidir.

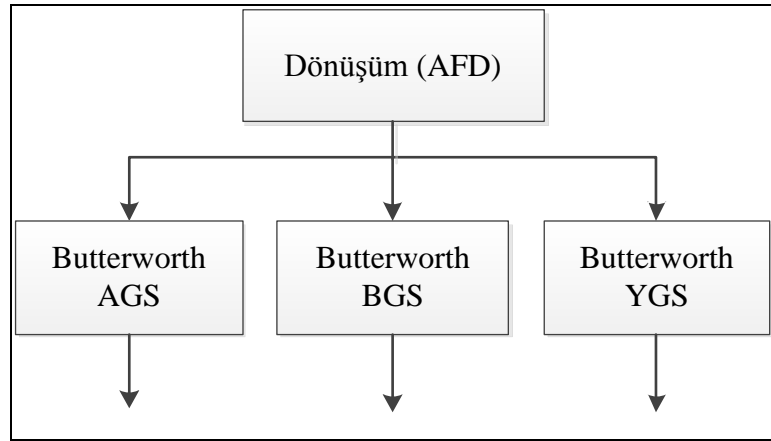


Şekil 3.2. Çalışmaların kolaylaştırılması için hazırlanan ara yüz

Tez kapsamında ilk renklendirmeler AFD kullanılarak yapılmıştır. Birinci yöntemde alçak geçiren, bant geçiren ve yüksek geçiren butterworth süzgeçleri kullanılmıştır bu durumda Şekil 3.1’deki akış şemasının dönüşüm ve süzgeç kısmı Şekil 3.3 Şekil 3.3’teki gibi olmaktadır. Şekil 3.2’de solda bulunan kaydırıcı AGS’nin kesim frekansını, sağda bulunan kaydırıcı YGS’nin kesim frekansını göstermektedir. Bu frekanslar aynı zamanda BGS’nin alt ve üst kesim frekanslarını oluşturmaktadırlar.

Kullanıcı tarafından ara yüz program aracılığıyla ultrason görüntüsü alındığı zaman kesim frekans değerleri de herhangi iki değere otomatik olarak tanımlanmaktadır.

Daha sonra kaydırılardan herhangi birinin değeri değışince otomatik olarak üç adet süzgeç tasarlanmaktadır. Süzgeçlerden geçirilen AFD katsayıları tekrar Ters AFD ile tek bantlı görüntüler haline gelmektedir. Son olarak görüntülerden her birinin değeri üzerinde ayarlama yapılarak negatif katsayılar düzeltildikten sonra üç bantlı RGB görüntünün kırmızı bandına AGS çıkışından gelen görüntü, yeşil bandına BGS çıkışından gelen görüntü ve mavi bandına YGS çıkışından gelen görüntü atandıktan sözde renkli görüntü oluşmaktadır.



Şekil 3.3. AFD ile sözde renklendirmenin ilk yöntemindeki süzgeçleme yaklaşımı

Şekil 3.4'te orijinal ultrason görüntüleri ve bu görüntülerin renklendirilmiş sonuçları gösterilmektedir.

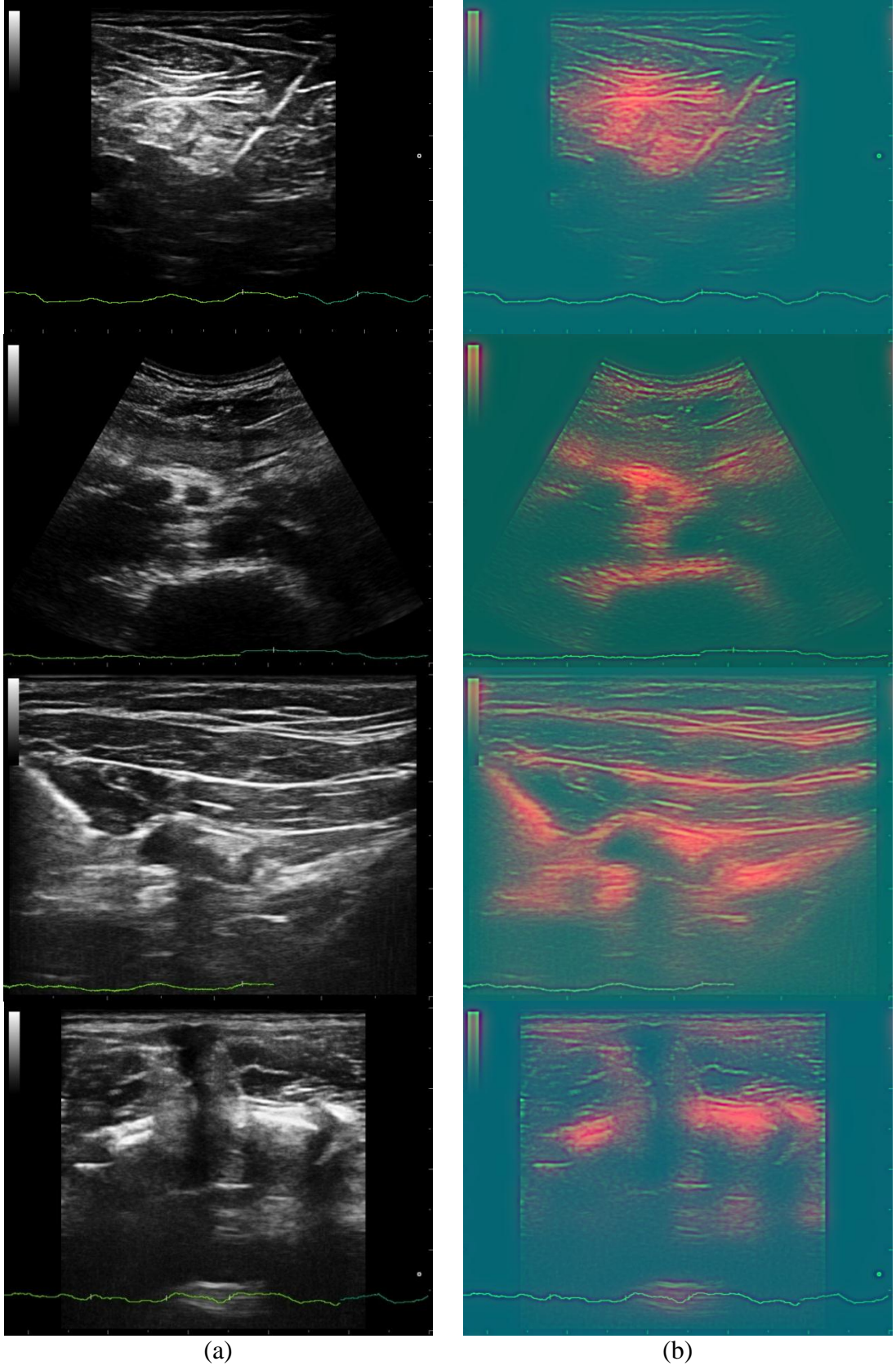


(a)



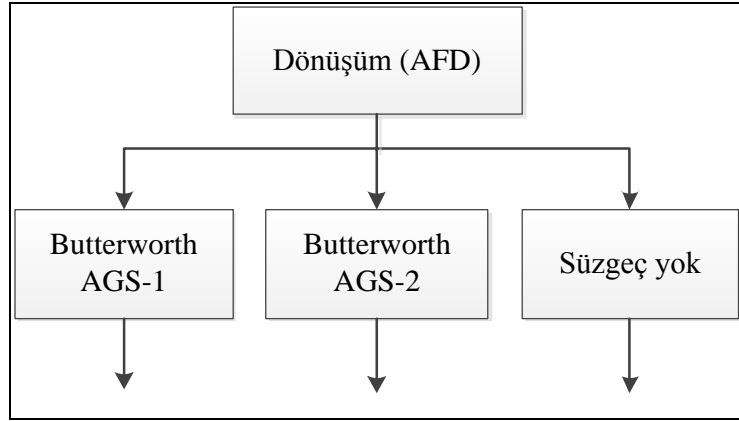
(b)

Şekil 3.4. AGS, BGS ve YGS kullanılarak AFD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler



Şekil 3.4. (Devam) AGS, BGS ve YGS kullanılarak AFD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

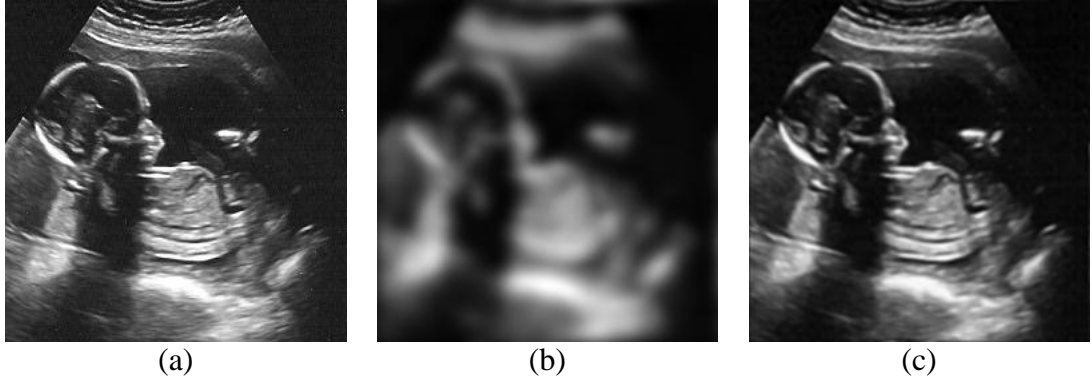
AFD ile sözde renk vermede kullanılan ikinci yöntemde yine butterworth süzgeçleri kullanılmıştır fakat bu defa önerilen yöntem şöyledir: Kaydırılardan alınan değerler kullanılarak farklı kesim frekanslarına sahip iki adet butterworth AGS oluşturulmuştur. AFD'si alınan görüntü bu süzgeçlerden geçirildikten sonra ters AFD'si alınmıştır ve bu iki görüntü RGB görüntünün kırmızı ve yeşil bantları için kullanılacak görüntüler haline gelmişlerdir. RGB görüntünün mavi bantı için ise AFD'si alınan görüntü süzgeçten geçirilmeden direk olarak ters AFD'si alınıp ilgili bant için hazır hale gelmiştir. Bu durumda Şekil 3.1'deki akış şemasının dönüşüm ve süzgeç kısmı Şekil 3.5'te gösterilmektedir.



Şekil 3.5. AFD ile sözde renklendirmenin ikinci yönteminde kullanılan süzgeçleme yaklaşımı

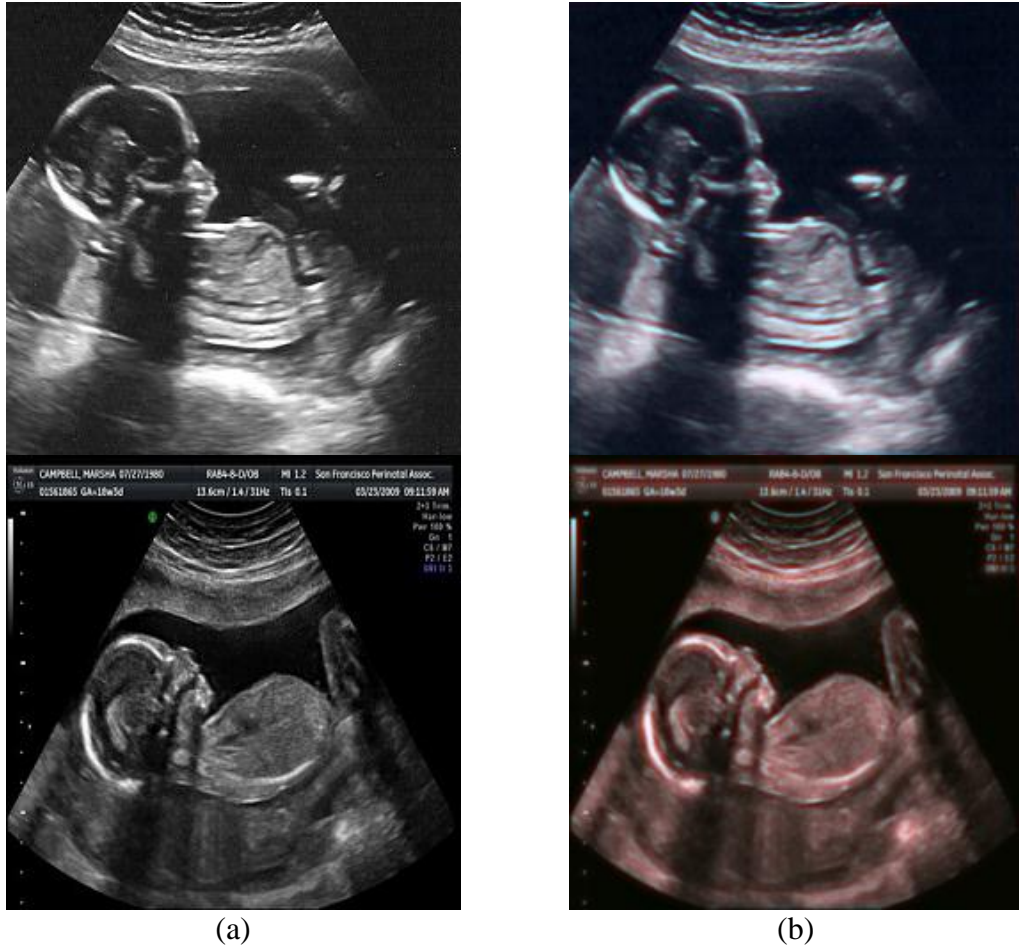
Bir görüntünün AGS çıkışındaki değerler o görüntünün temel bilgilerini içermektedir, bir önceki kullanılan yöntemde kenar bilgilerinin vurgulanması ve farklı renkle gösterilebilmesi için YGS kullanılmıştır. Bu yöntemde farklı AGS'ler kullanılarak temel görüntü bilgilerinin keskinliği artırılırken üçüncü bantta orijinal görüntü kullanılarak ilk iki bantın dışında kalan bilgiler farklı bir renkle gösterilmiştir ve görüntü yeni bir görselliğe kavuşturulmuştur.

Şekil 3.6'da bir ultrason görüntüsüne önerilen süzgeçler uygulandığında elde edilen süzgeç çıkışları gösterilmektedir. Buradaki orijinal görüntü aynı zamanda RGB görüntünün üçüncü bandına atanan görüntüdür.

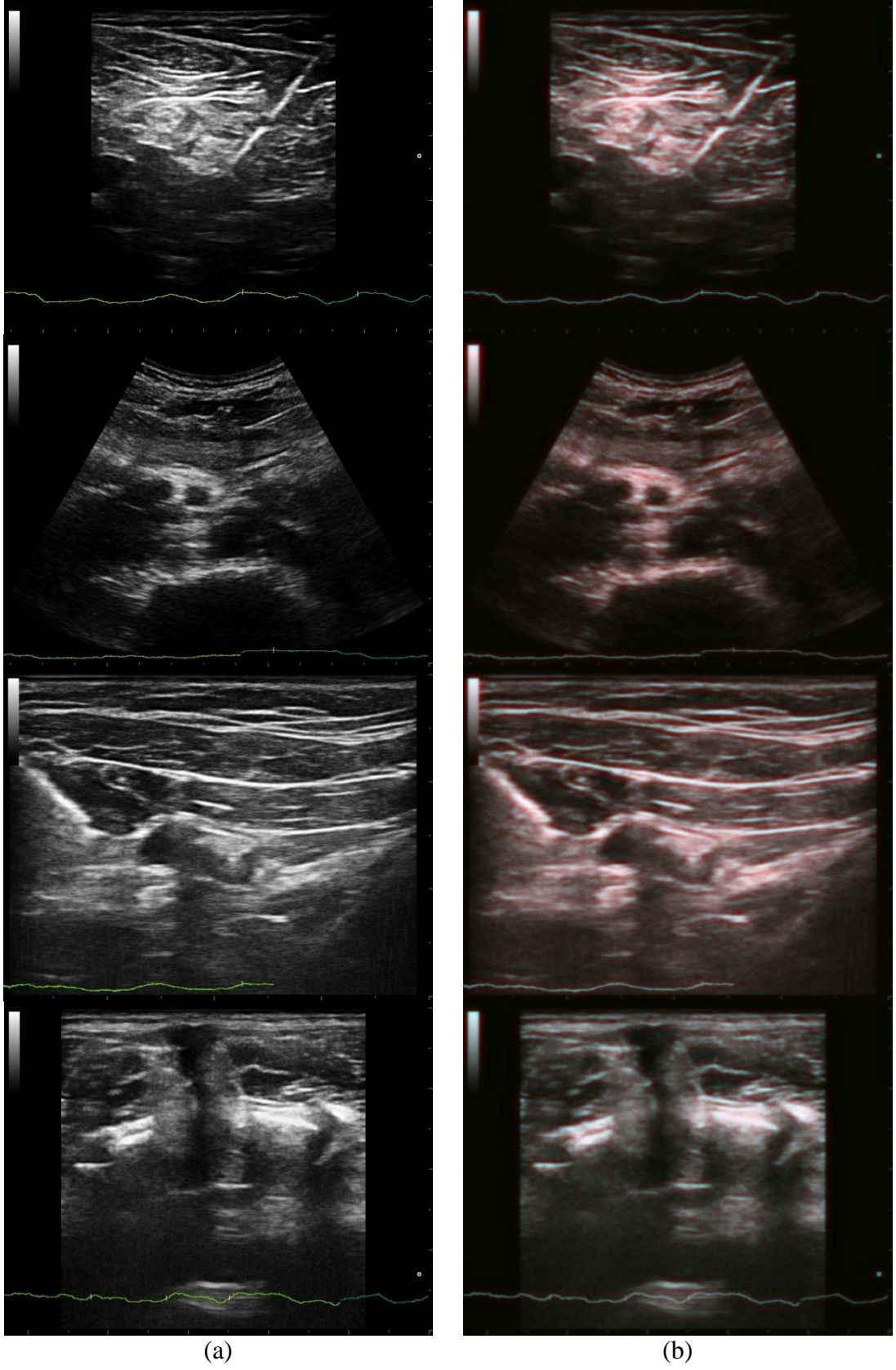


Şekil 3.6. (a) Orijinal görüntü [28], (b) AGS-1'den elde edilen görüntü, (c) AGS-2'den elde edilen görüntü

Şekil 3.7, anne karnındaki fetüslerin ve bazı dokuların ultrason ile çekilmiş görüntülerinin yukarıda anlatılan yöntemle sözde renklendirilmesini göstermektedir.



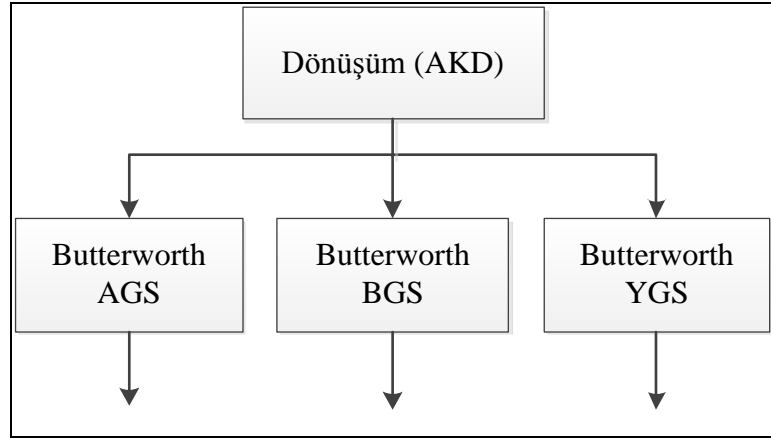
Şekil 3.7. AGS-1, AGS-2 ve orijinal görüntü kullanılarak AFD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler



Şekil 3.7.(Devam) AGS-1, AGS-2 ve orijinal görüntü kullanılarak AFD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

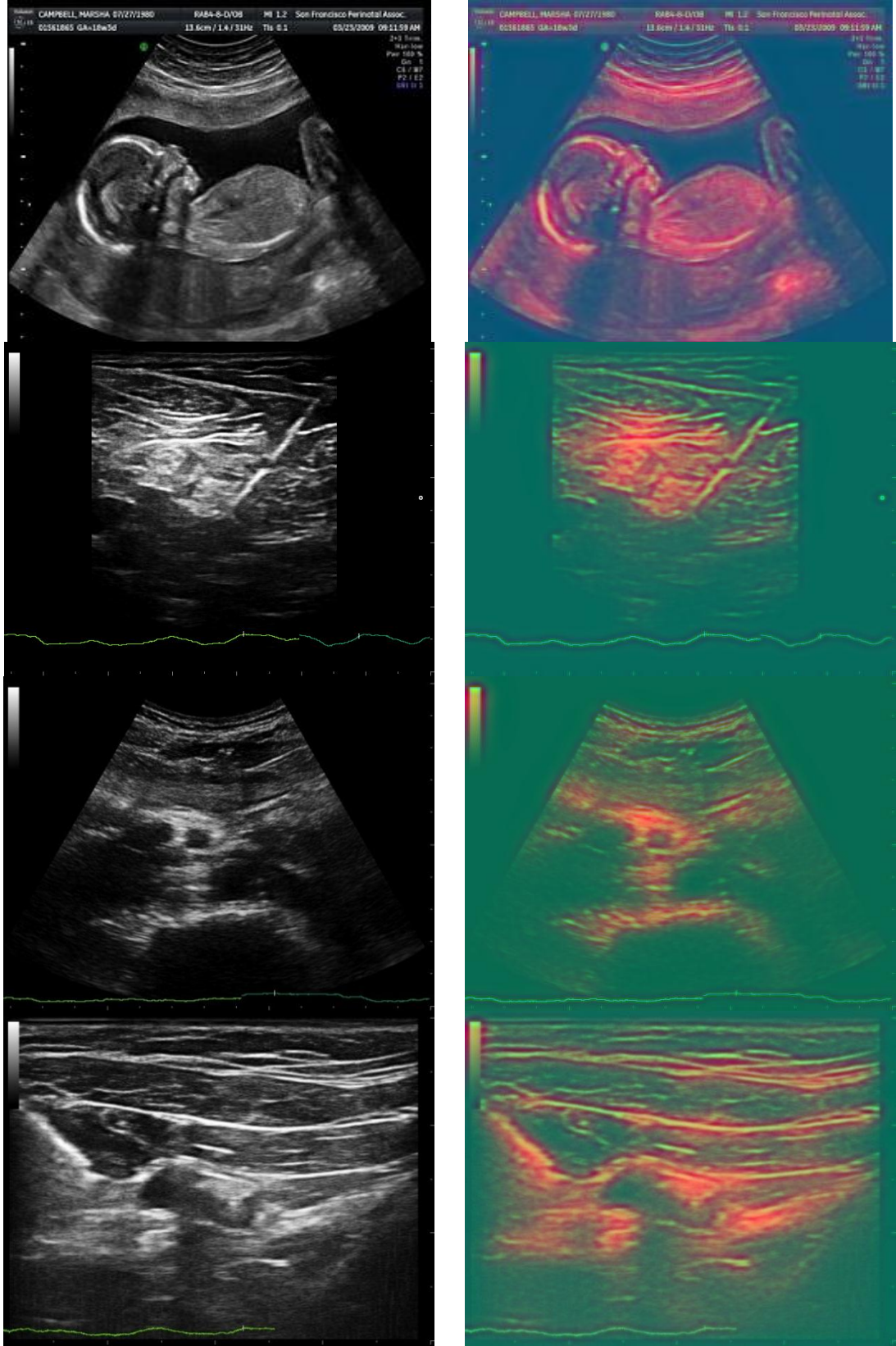
Tez kapsamında AKD kullanılarak da bazı çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalardan ilki AFD ile yapılan ilk çalışmaya benzerlik göstermektedir, bu yöntemde alçak geçiren, bant geçiren ve yüksek geçiren butterworth süzgeçleri kullanılmıştır bu durumda Şekil 3.1'deki akış şemasının dönüşüm ve süzgeç kısmı Şekil 3.8'de gösterilmektedir. Şekil 3.2'de solda bulunan kaydırmaç AGS'nin kesim frekansını, sağda bulunan kaydırmaç YGS'nin kesim frekansını göstermektedir.

Bu frekanslar aynı zamanda BGS'nin alt ve üst kesim frekanslarını oluşturmaktadırlar. Ayarlanan kesim frekanslarına göre üç adet süzgeç tasarlanmaktadır.



Şekil 3.8. AKD ile sözde renklendirmenin ilk yönteminde kullanılan yaklaşım

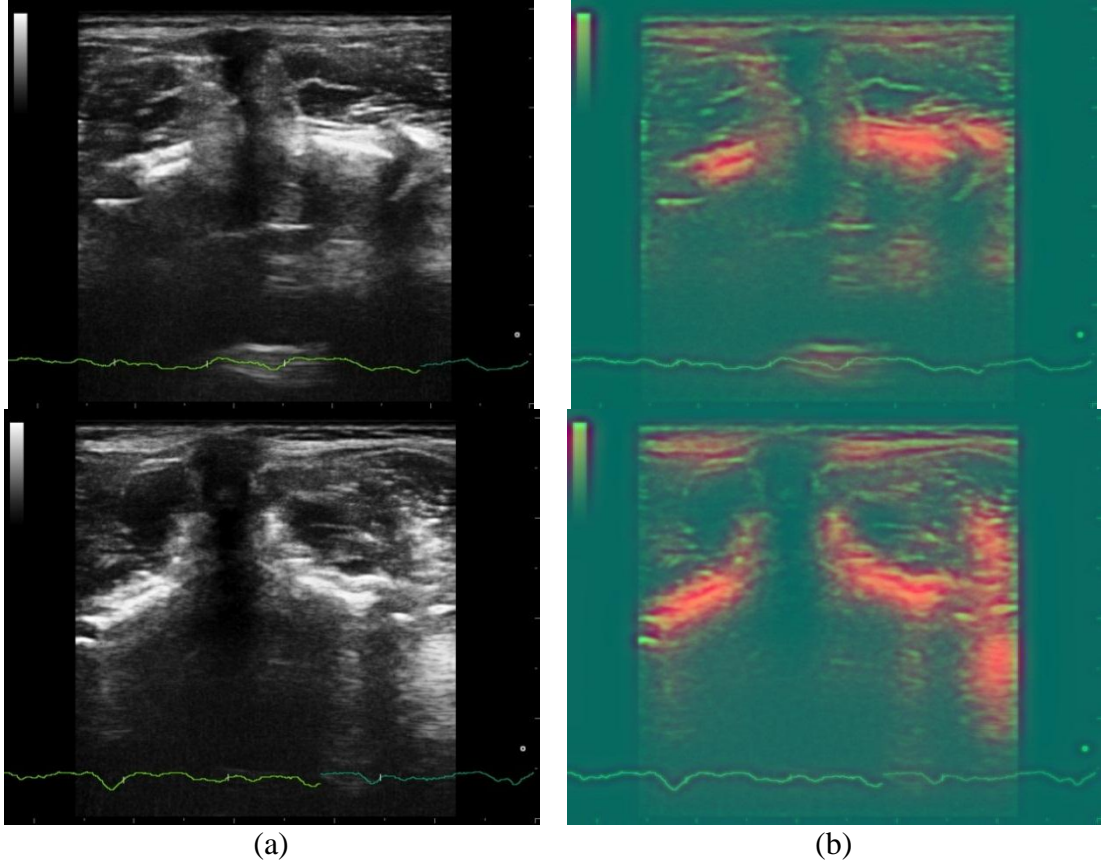
Süzgeçlerden geçirilen AKD katsayıları tekrar Ters AKD ile tek bantlı görüntüler haline gelmektedir. Son olarak görüntülerden her birinin değerleri üzerinde ayarlama yapılarak negatif katsayılar düzeltildikten sonra üç bantlı RGB görüntünün kırmızı bandına AGS çıkışından gelen görüntü, yeşil bandına BGS çıkışından gelen görüntü ve mavi bandına YGS çıkışından gelen görüntü atandıktan sözde renkli görüntü oluşmaktadır. Şekil 3.9'da orijinal ultrason görüntüleri ve bu görüntülerin sözde renklendirilmiş sonuçları gösterilmektedir.



(a)

(b)

Şekil 3.9. AGS, BGS ve YGS kullanılarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

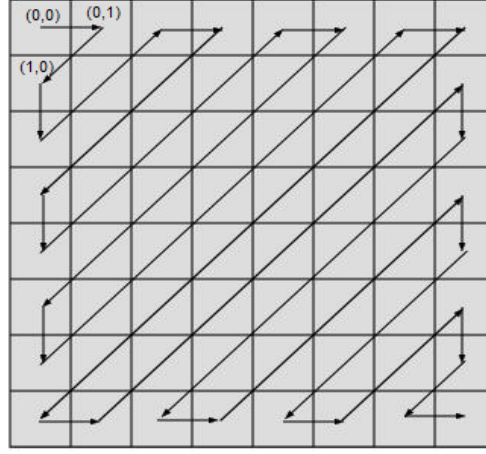


Şekil 3.9. (Devam) AGS, BGS ve YGS kullanılarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

AKD ile yapılan bir diğer sözde renk verme çalışmasında, Şekil 3.1’de anlatılan yöntem uygulanmaktadır. Burada butterworth süzgeçler kullanılmamıştır. Bunun yerine AKD katsayı matrisinde zikzak tarama yöntemi ile oluşturulan yeni süzgeçler kullanılmıştır. İki boyutlu bir giriş görüntüsüne AKD uygulandıktan sonra elde edilen katsayı matrisine uygulanacak süzgeçlerin tasarımı şöyle olmaktadır: AKD katsayıları Şekil 3.10’de gösterildiği biçimde, zikzak tarama yöntemiyle taranır ve ilk katsayıdan başlanarak son katsayıya kadar tek satır halinde bütün katsayılar sıralanmış olur.

Katsayılar yeniden düzenlendikten sonra renk kanallarına gönderilecek görüntülerin oluşturulması için yapılacak işlemler bir boyutlu sinyallerde AGS kullanmaya benzemektedir. Birinci kesim frekansı ile oluşturulacak olan süzgece, ilk katsayıdan kesim noktasına kadar olan katsayılar alınmaktadır. İkinci görüntü için de benzer şekilde katsayılar alınmaktadır. Elde edilen bu yeni katsayıların ters zikzak taramasında boyutlarının orijinal görüntü matrisi ile aynı boyutlara sahip olması için

sonlarına sıfır eklemeleri yapılmaktadır. Üçüncü görüntü için ise zikzak tarama katsayılarının hepsi alınmaktadır.

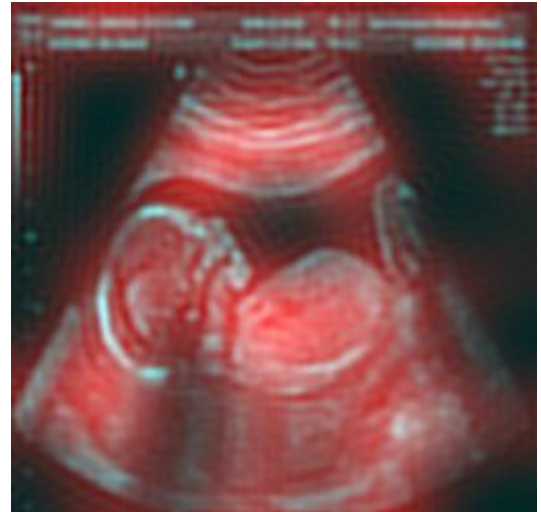


Şekil 3.10. AKD katsayılarının zikzak şeklinde taranması [29]

Elde edilen üç farklı katsayı satırına ters zikzak taraması uygulanarak yeniden üç adet iki boyutlu matrise dönüştürülmektedir. Yeniden düzenlenen bu AKD katsayıları ters AKD ile yeni görüntüler haline getirilmektedir. Bu işlemlerden sonra Şekil 3.1'deki adımlar izlenmektedir ve yeni sözde renkli görüntü elde edilmektedir. Şekil 3.11'de ultrason görüntüleri ve yukarıda anlatılan yöntem ile sözde renklendirilmelerinin sonuçları gösterilmektedir.

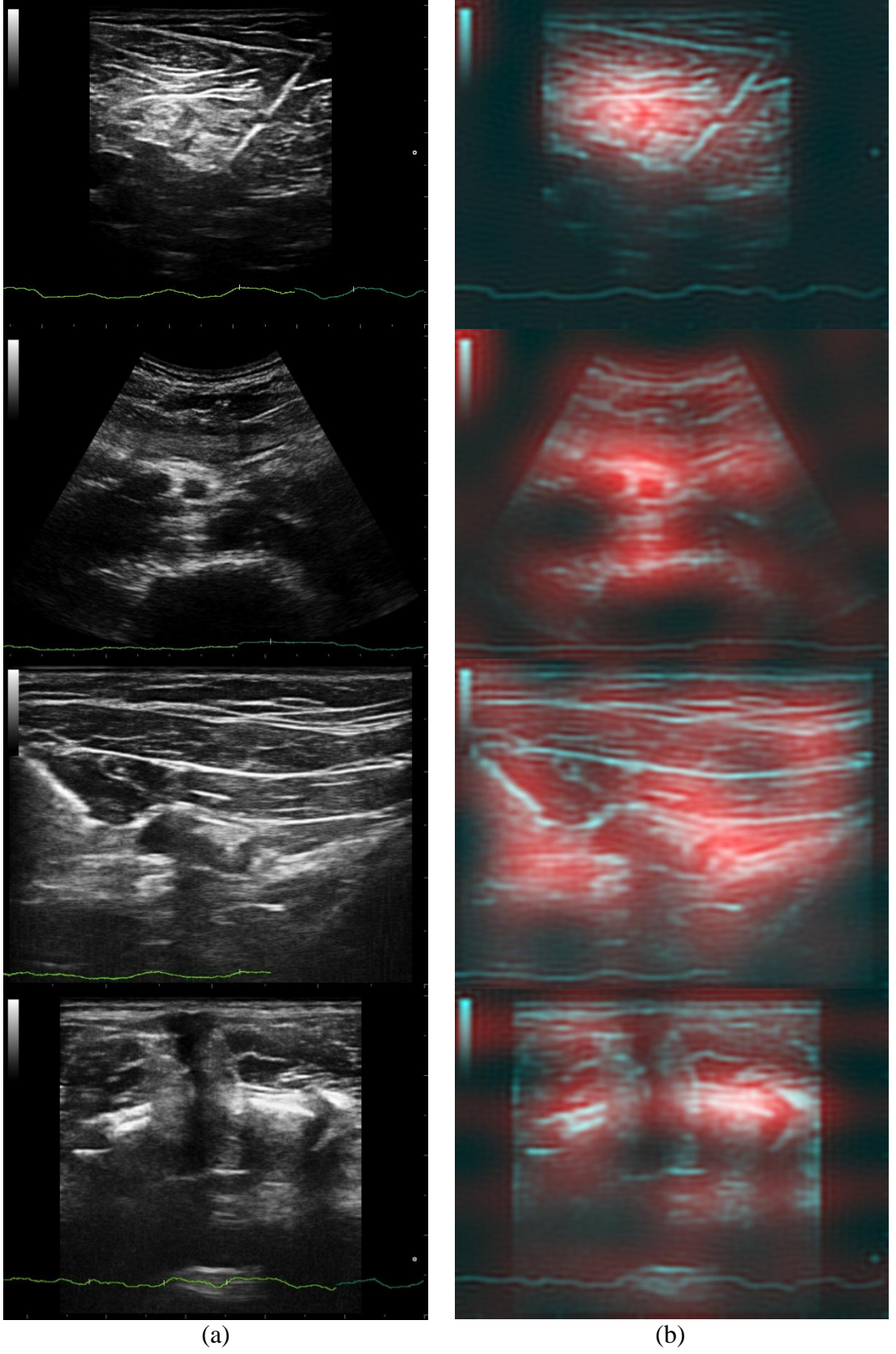


(a)

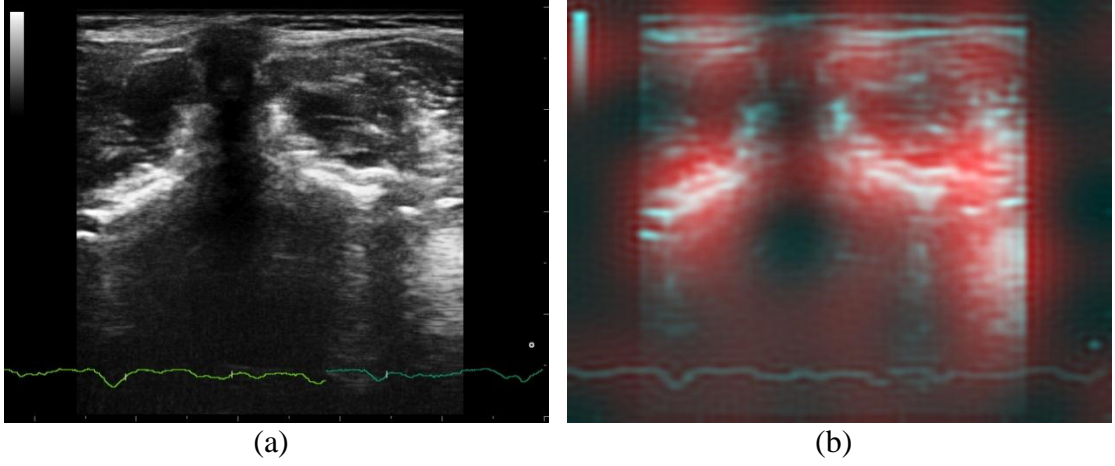


(b)

Şekil 3.11. Zikzak tarama yöntemi kullanarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler



Şekil 3.11. (Devam) Zikzak tarama yöntemi kullanarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

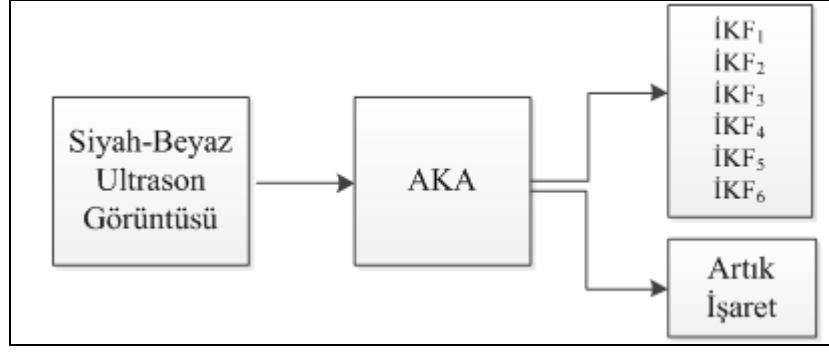


Şekil 3.11. (Devam) Zikzak tarama yöntemi kullanarak AKD ile sözde renk verme (a) orijinal ultrason görüntüleri, (b) sözde renklendirilmiş görüntüler

3.2. AKA ile Yapılan Sözde Renklendirme Çalışmaları

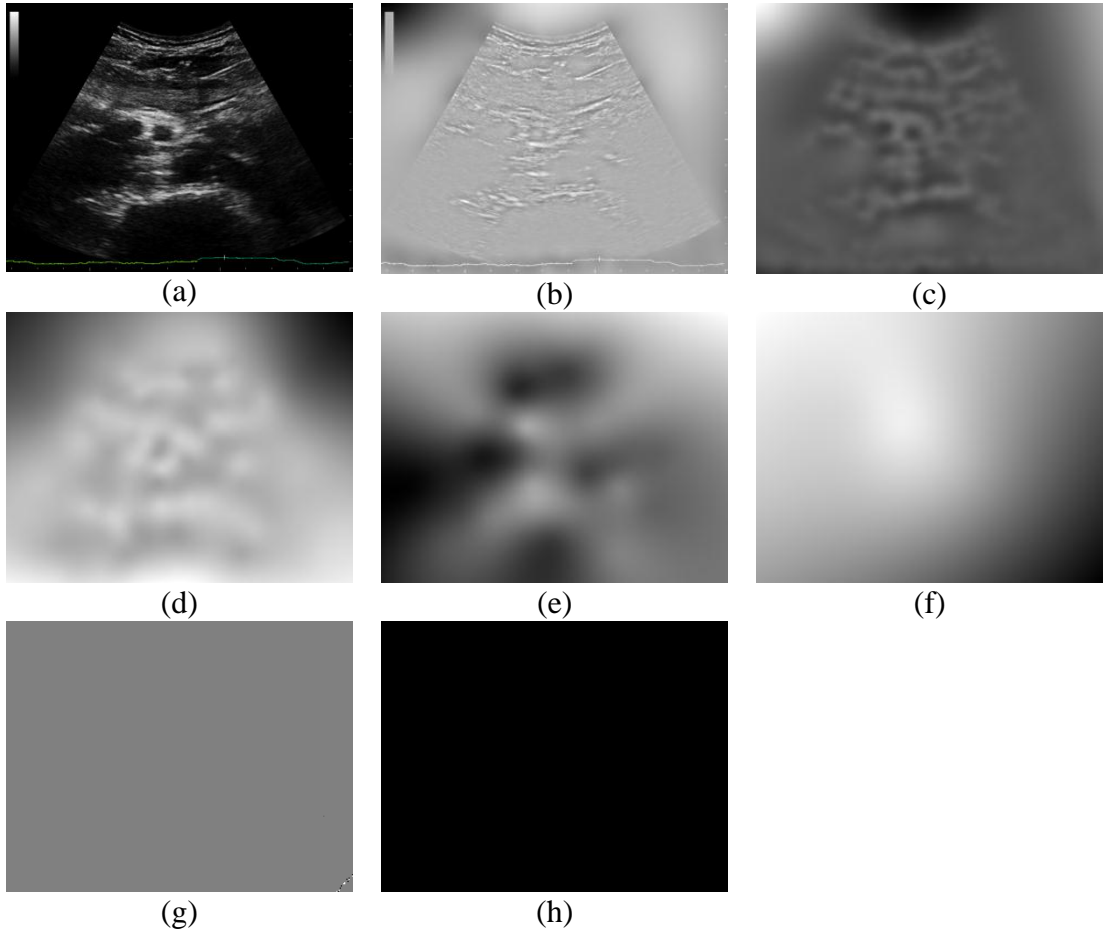
Bu kısımda yapılmış olan çalışmalar tezin özgünlüğünü oluşturmaktadır. AKA ile orijinal görüntü birçok İKF'ye ve bir kalan (artık) işarete ayrıştırılmaktadır. Orijinal işaret İKF'lerin ve kalan işaretin toplamları şeklinde ifade edilebilmektedir. Daha önce ifade edildiği gibi AKA görüntü sıkıştırma [16], hiperspektral imge sınıflandırmada [17], sualtı görüntülerini iyileştirmede [18] kullanılmıştır. Ayrıca AKA biyomedikal sinyal işlemede de başvurulan bir yöntem olmuştur. [20]'te EKG sinyal gürültü gideriminde, [19]'de EMG sinyal süzgeçlemede kullanılmıştır. [21]'de ise 2 boyutlu AKA kullanılarak medikal görüntü iyileştirme yapılmıştır. Bu çalışmada ise AKA ultrason görüntülerine sözde renk vermek amacıyla kullanılmıştır.

AKA ile görüntü ayrıştırma yöntemi bölüm 2.2'de detaylı olarak anlatılmıştır. Yapılan çalışmada giriş işaretleri olarak iki boyutlu ultrason görüntüleri kullanılmıştır. İKF'lerin bulunmasında kullanılan sonlandırma koşulu (Denklem (2.15)'teki eşik değeri) $\tau=1$ olarak alınmıştır. Her bir İKF bulunurken bu sonlandırma koşulu dikkate alınmaktadır, bu koşul sağlanınca İKF elde edilmiş olur. Bir sonraki İKF'yi bulmak için, önceki işlemde kalan işaret $R_l(x, y)$, giriş işareti olarak kullanılmaktadır. Bu işlem istenen sayıda İKF bulunana kadar devam eder. Bu çalışmada görüntülere ait altı adet İKF oluşturulması istenmiştir ve program koşulları ona göre ayarlanmıştır. Şekil 3.12'de ultrason görüntülerine AKA uygulanması ile İKF'lerine ve artık işarete ayrıştırılması işlemi gösterilmektedir.



Şekil 3.12. Ultrason görüntüsüne AKA uygulanması

Şekil 3.13'te orijinal bir ultrason görüntüsü ve ona AKA uygulanması sonucu elde edilen İKF'leri ve artıklık işareti gösterilmiştir. Birinci İKF en yüksek frekans bileşenlerini içermektedir, diğer İKF'ler de farklı konumlarda alçak ve yüksek frekans bileşenlerini barındırabilmektedir.



Şekil 3.13. (a) Orijinal ultrason görüntüsü (b) 1. İKF, (c) 2. İKF, (d) 3. İKF, (e) 4. İKF, (f) 5. İKF, (g) 6. İKF, (h) artıklık işareti

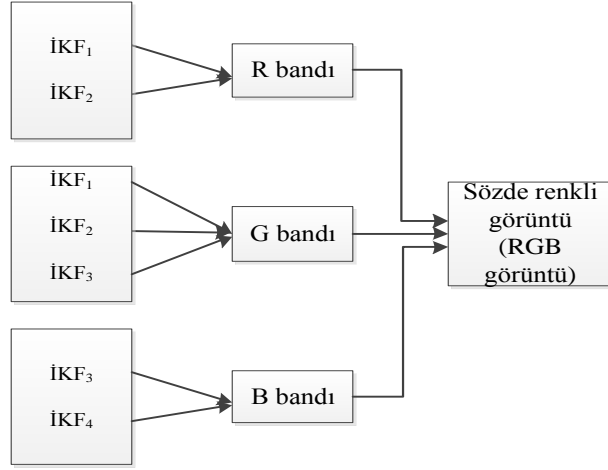
Bu bölümde yapılan sözde renklendirme işlemi şöyledir: RGB görüntüye ait İKF'ler elde edildikten sonra RGB görüntünün her bir bandındaki görüntüleri oluşturmak için İKF'ler bu bantlara atanmaktadır. Bu atama işlemi yapılırken en iyi yöntemi bulmak için birçok deneme yapılmıştır. Bu denemelerden çeşitli sonuçlar elde edilmektedir.

İlk olarak İKF'ler tek başlarına R, G ve B bantlarına atanması durumu için denemeler yapılmıştır fakat bunlarda iyi sonuçlar alınamamıştır. Tek başına iyi bir görüntü oluşturamayan İKF'ler aynı zamanda sözde renkli görüntüye bozucu etki yapmaktadır.

Yukarıda anlatılan denemelerden sonra daha iyi sonuçlar için her bir bantta en az iki adet İKF'nin belli ağırlıklara göre toplanması uygun bulunmuştur. Bu kapsamda yapılan denemelerde İKF₅ ve İKF₆ bileşenlerinin düşük frekans özelliklerine sahip olmaları nedeniyle görüntüye fazla katkı yapamadıkları, dolayısıyla yapılacak renklendirme işleminde kullanılmamalarının daha isabetli olduğu anlaşılmıştır. Her bir banda iki ve daha fazla İKF'nin belirli ağırlıklarla kullanılmasıyla elde edilen görüntülerin karşılaştırılması sonucu görülen en iyi durum, bir banda birinci ve ikinci İKF'lerin belli ağırlıklarla toplanarak atanmasının, diğer bir banda ise üçüncü ve dördüncü İKF'lerin belli ağırlıklarla toplanarak atanması en uygun durum olmaktadır.

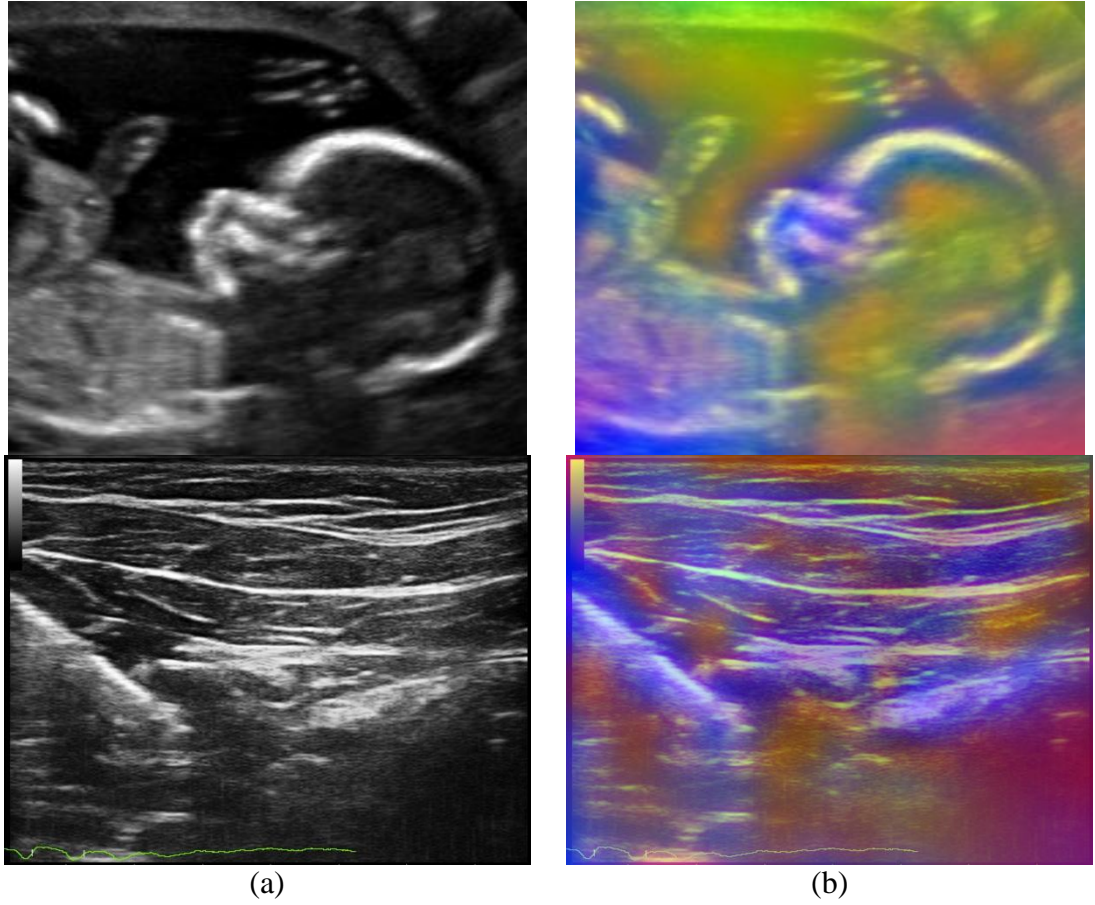
İki bandın oluşturulması için gerekli olan İKF'ler bulunduktan sonra üçüncü bandı oluşturmak için ilk dört İKF ile çeşitli kombinasyonlar yapıp sonuçlar karşılaştırılmıştır. En iyi sonuçlar İKF₁, İKF₂ ve İKF₃'ün toplanmasıyla elde edilmiştir.

Üç banda atanacak İKF'ler deneysel olarak tespit edildikten sonra bu İKF'lerin ağırlıkları deneysel olarak tespit edilmiştir. En iyi sonuçları İKF₁, İKF₂ toplamı için [0,3 0,7] ağırlık seti, İKF₃, İKF₄ toplamı için [0,3 0,7] ağırlık seti ve İKF₁, İKF₂ ve İKF₃ toplamı için [0,33 0,33 0,33] ağırlık seti vermektedir. Kullanılan İKF'leri ve ağırlıklarını da gösteren Şekil 3.14 AKA ile sözde renklendirme yapılmasını göstermektedir.

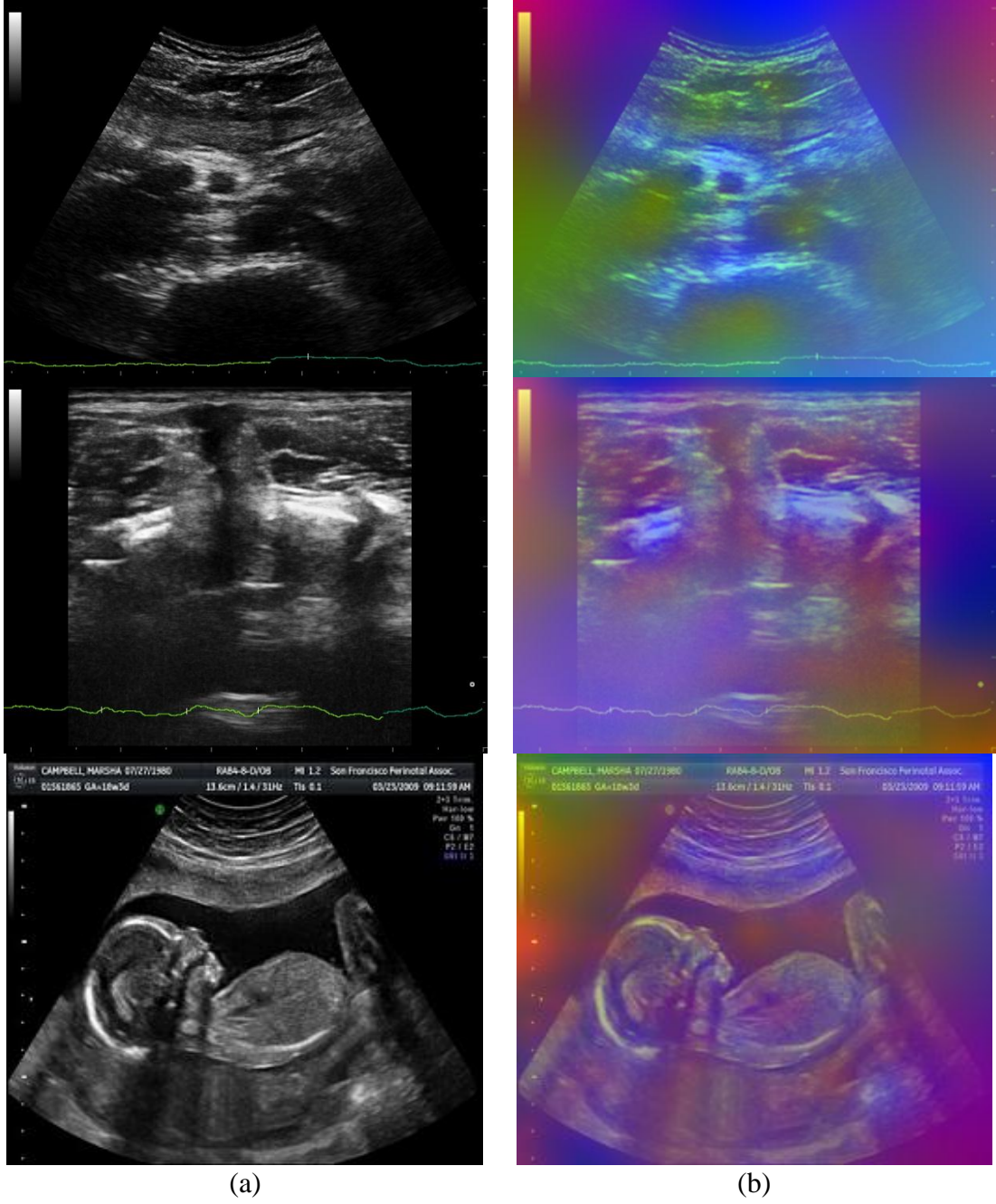


Şekil 3.14. AKA ile sözde renklendirme

Şekil 3.15’de önerilen yöntemin farklı ultrason görüntülerine uygulanmasından oluşan görsel sonuçlar gösterilmektedir. Sonuçlar incelendiğinde burada önerilen yöntemin uygulanması ile elde edilen görüntülerin görsel kalitesinin arttığı ve ayrıntıların daha belirgin hale geldiği görülmektedir.



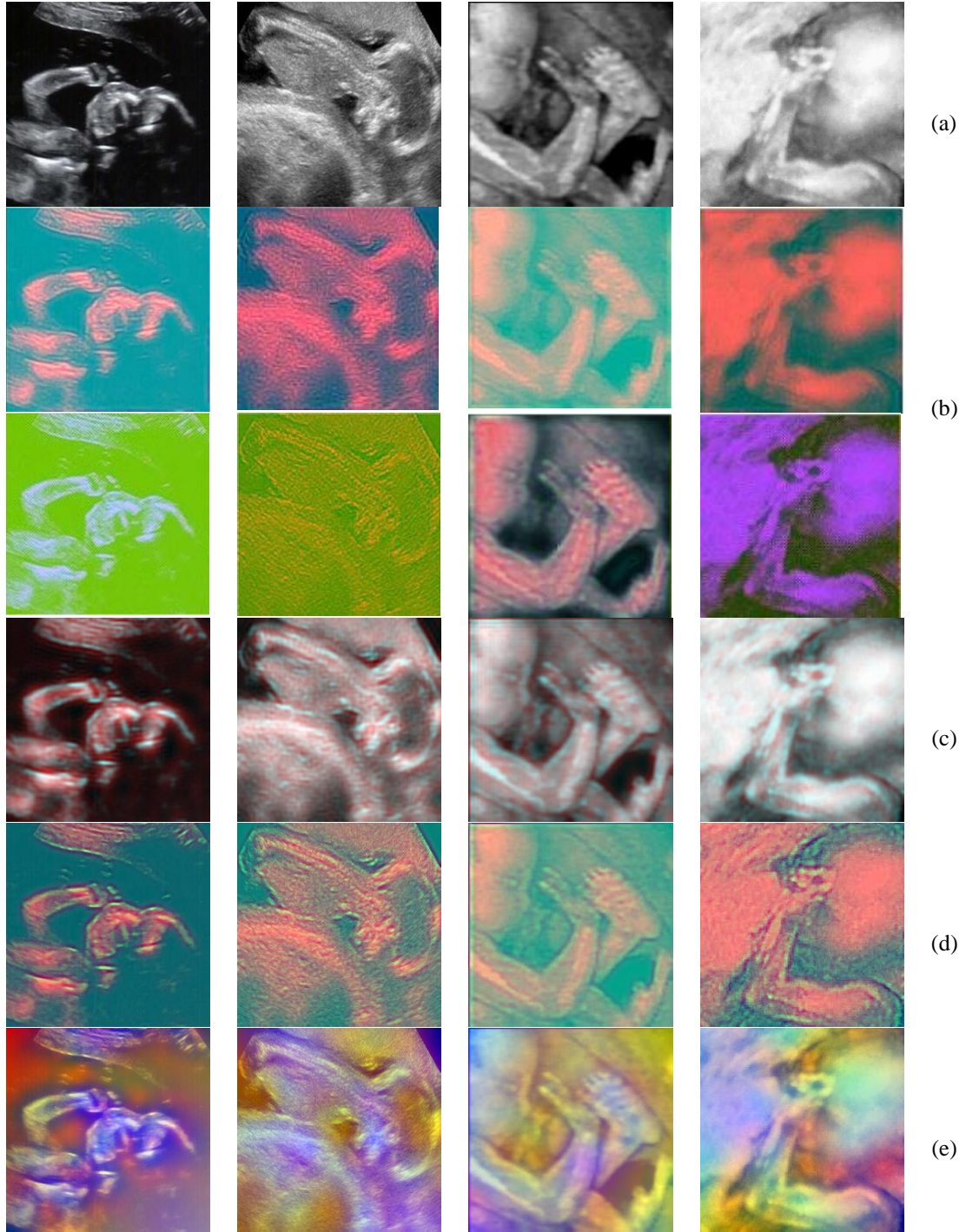
Şekil 3.15. (a) Orijinal görüntüler, (b) AKA ile sözde renklendirme sonuçları



Şekil 3.15. (a) Orijinal görüntüler, (b) AKA ile sözde renklendirme sonuçları

3.3. Karşılaştırmalar

Ultrason görüntülerinin görsel kalitesini karşılaştırmak için referans olabilecek ölçütler bulunmamaktadır bu yüzden karşılaştırma ölçütü olarak literatürde yapılan çalışmalar ve görüntülerin kullanıcılarının görüşleri dikkate alınmaktadır. Karşılaştırma işlemi için [2]'deki görüntüler kullanılmıştır. Şekil 3.16'da farklı ultrason görüntüleri için sözde renk verme işlemi sonuçları gösterilmektedir.



Şekil 3.16. (a) Orijinal ultrason görüntüleri, (b) [2]'deki yöntemlerle yapılan sözde renklendirme sonuçları, (c) AKD ile zikzak yöntemi kullanarak elde edilen sonuçlar, (d) AGS-BGS-YGS kullanılarak elde edilen sonuçlar, (e) AKA ile kullanılarak elde edilen sonuçlar

Bu tezde yapılan alışmalar Matlab yazılım ortamında gerçekleştirilmiştir. Görüntülere AFD ve AKD uygulanması yaklaşık olarak eşit süreler almaktadır fakat iki boyutlu AKA'nın hesaplanma süresi iki boyutlu eğri ara değerlemesinden dolayı bunlara göre biraz daha uzun sürmektedir. Geriye kalan kısımlarda tüm yöntemler yaklaşık olarak işlemlerini aynı srelerde tamamlanmaktadır.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez kapsamında ultrason görüntülerinin görüntü işleme yöntemleriyle sözde renklendirilmesi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Detayların yorumlanmasının önem arz kazandığı görüntülerde bazı önemli durumlarda sıkıntı yaşanmaktadır. Oysaki renklendirilmiş görüntülerde birçok renk bileşeni olması sebebiyle detaylar daha rahat görülebilmektedir.

Bu tez kapsamında literatürde yapılan çalışmalardan yola çıkarak çeşitli ultrason görüntüleri üzerinde işlemler yapılmıştır ve ultrason görüntülerinde görsel kaliteyi arttıran özgün bir yöntem geliştirilmiştir. Burada geliştirilen yöntem literatürdeki yöntemlerden daha iyi sonuçlar vermektedir.

Bu tez kapsamında ilk olarak AFD ve AKD ile [2]'de önerilen, görüntü kenar geçişlerini hemen yapmak yerine daha yumuşak bir geçiş yapıp dalgalanmaları azaltan, butterworth alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren süzgeçleri kullanılarak üç farklı görüntüye dönüştürülmüştür. Bu bantlardan her birisinin RGB görüntünün birer bandına atanması sonucu sözde renkli görüntü elde edilmiştir. Bu çalışmaların yanında AFD ile dönüştürülen görüntüler önerilen bazı butterworth süzgeçleri kullanılarak farklı bantlara ayrıştırılmış ve bu bantlarda tekrar sözde renkli görüntü oluşturmak üzere kullanılmıştır. Ayrıca AKD ile dönüştürülen görüntünün bilgileri zikzak tarama mantığı üç farklı bant bileşeni gibi alınarak RGB görüntü bantlarına atanmıştır ve görsel kalitesi yadırganmayacak düzeyde sonuçlar elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde tezde kullanılan bütün bu yöntemlerin belirli süzgeç kesim frekanslarında çok iyi sonuçlar verdiği görülmektedir.

Bu tez kapsamında ikinci olarak, tezi özgün bir hale getiren AKA ile sözde renk verme işlemi gerçekleştirilmiştir. AKA isminden de anlaşılacağı üzere deneysel bir yöntem olduğu için RGB kanallarına atanacak en uygun İKF'leri ve ağırlıklarını tespit etmek için birçok denemeler yapılmıştır. Neticede bantlardan birine orijinal görüntünün en yüksek birinci ve ikinci frekans bileşenlerini içeren birinci ve ikinci İKF'lerin belli ağırlıklardaki toplamı atanır. Diğer bir banda üçüncü ve dördüncü en

yüksek frekans bilgilerini içeren üçüncü ve dördüncü İKF'lerin belli ağırlıklardaki toplamı atanır. Son banda ise ilk üç İKF'nin eşit ağırlıklarda atanmasının en iyi sonucu verdiği görsel olarak tespit edilmiştir. Görüntünün ilk dört İKF sonrasındaki İKF bilgilerinin çok önemli veriler içermediği için kullanımına gerek olmadığı ve atılabileceği deneysel sonuçlarla ortaya çıkmıştır.

Ultrason görüntüleri içerdikleri bilgi bakımından çok zengin olmadıkları için ayrıştırılmalar esnasında süzgeçlerden veya İKF'lerden elde edilen görüntülerin kalitesi ve dolayısıyla RGB görüntüde ki görsel kalite belirli bir seviyeye kadar çıkabilmektedir. Giriş görüntülerine ait bilgilerin oluşumunu sağlayan fiziksel yapılar iyileştirildiği takdirde bu tezde önerilen yöntemler daha da iyi sonuçlar verecektir.

Tezde kullanılan süzgeçlerin dereceleri hesapsal yükün fazla olmaması için çok yüksek alınmamıştır. Ayrıca AKA ile ayrıştırma yaparken süreci hızlandırmak için hesapsal yükü kaldırabilecek çalışma ortamlarında hem yüksek dereceli süzgeçler kullanılabileceği hem de görüntülerin orijinal boyutları ile işlem yapılma olanağı artacağı ve kayıplar azaltılarak daha hassas ve daha iyi sonuçların elde edileceği öngörülmektedir.

Bu tezde önerilen yöntem ile görsel kalitesi iyileşen görüntülerin elde edilmesi sayesinde, ultrasonlu görüntülemenin tıbbi teşhis ve tedavide kullanımını arttıracacağı, aynı zamanda iyi sonuçlar veren fakat pahalı olan ve uzun süreler alan diğer görüntüleme yöntemlerinin başarımına yaklaşacağı tahmin edilmektedir.

Burada yapılan çalışmalar klasik siyah beyaz ultrason görüntülerinin alternatifi olarak değil aksine tamamlayıcısı ve ultrason görüntülemeyi diğer yöntemlerin önüne geçirecek kalite arttırıcı yöntemler olarak algılanmalıdır. Görüntüler değerlendirilirken siyah beyaz görüntü ve sözde renkli görüntü aynı anda görülürse teşhislerdeki başarımın artacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Gürkan Y., Tekin M., *Ultrasonografi rehberliğinde rejyonal anestezi*, İnci baskı, Morpa Ofset, İstanbul, 2011.
- [2] Afruz J., Wilson V., Umbaugh S. E., Frequency domain pseudo-color to enhance ultrasound images, *Computer and Information Science*, 2010, **3**, 24-34.
- [3] Gonzalez R. C., Woods R. E., *Digital image processing*, 3rd ed., Pearson Education, New Jersey, 2008.
- [4] Verim V., Görüntü işleme yöntemleri ile doku sınırlarının belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2005, 196617.
- [5] <http://www.absolutemed.com>, (Ziyaret tarihi: 25 Nisan 2013).
- [6] <http://www.mobilultrason.com>, (Ziyaret tarihi: 24 Nisan 2013).
- [7] Chan V., Perlas A., Basics of ultrasound imaging, Editor: Narouze S. N., *Atlas of ultrasound-guided procedures in interventional Pain Management*, 1st ed., Springer, New York, 13-19, 2010.
- [8] Sezgin O., Mersin Ultrasonografi Okulu: Gastroenterologlar için temel abdominal ultrasonografi kursu-1'in ardından, *Güncel Gastroenteroloji Dergisi*, 2012, **16**, 71-74.
- [9] Lai D., Independent component analysis (ICA) applied to ultrasound image processing and tissue characterization, PhD Thesis, Rochester Institute of Technology, New York, 2009.
- [10] <http://muffandpumpkin.blogspot.com> (Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2013).
- [11] Alasdair M., *Introduction to digital image processing with matlab*, 1st ed., Course Technology Inc., Cambridge, 2004.
- [12] Huang N. E., Shen Z., Long S. R., Wu M. C., Shih H. H., Zheng Q., Yen N. C., Tung C. C., Liu H. H., The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis, *Proc. R. Soc. London. A.*, 1998, **454**, 903-995.
- [13] Linderhed A., Variable sampling of the empirical mode decomposition of two dimensional signals, *Int. J. Wavelets Multiresolut Inf. Process.*, 2005, **03**, 435-452.
- [14] Çelebi A. T., Sualtı görüntülerinde iyileştirme ve hedef tespiti, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2012, 323154.

- [15] Demir B., Ertürk S., Ampirik kip ayrışımı temelli hiperspektral görüntü sınıflandırması, *IEEE 16. Sinyal İşleme, İletişim ve Uygulamaları Kurultayı*, Antalya, Türkiye, 20-22 Haziran 2008.
- [16] Linderhed A., Image compression based on empirical mode decomposition, *Proc. of SSAB Symposium Image Analysis*, Uppsala, Sweden, 11-12 March 2004.
- [17] Demir B., Ertürk S., Empirical mode decomposition pre-process for higher accuracy hyperspectral image classification, *IEEE International Conference on Geosience and Remote Sensing Symposium*, Boston, Massachusetts, U.S.A, 7-11 July 2008.
- [18] Çelebi A. T., Ertürk S., Visual enhancement of underwater images using empirical mode decomposition, *Expert Systems with Applications*, 2012, **39**, 800-805.
- [19] Andrade A. O., Nasuto S., Kyberd P., Sweeney-Reed C. M., Kanjin F. R. V., EMG signal filtering based on empirical mode decomposition, *Biomedical signal Processing and Control*, 2006, **1**, 44-55.
- [20] Blanco-Velasco M., Weng B., Barner K. E., ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition, *Computers in Biology and Medicine*, 2008, **38**, 1-13.
- [21] Qin X., Liu S., Zhengqiang W., Han J., Medical image enhancement method based on 2D empirical mode decomposition, *2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Shanghai, China, 16-18 May 2008.
- [22] <http://guide.ceit.metu.edu.tr/thinkquest/thist-d1.htm> (Ziyaret tarihi: 26 Nisan 2013).
- [23] <http://en.wikipedia.org> (Ziyaret tarihi: 26 Nisan 2013).
- [24] <http://www.cs.cornell.edu/courses/cs631/1999sp/> (Ziyaret tarihi: 26 Nisan 2013).
- [25] Gonzalez R. C., Woods R. E., Eddins S. L., *Digital image processing using matlab*, 1st ed., Pearson Education, New Jersey, 2004.
- [26] Khan M. A U., Khan R. B., Bilal S., Jamil A., Shah M. A., Enhancement of angiogram images using pseudo color processing, *Information Technology Journal*, 2008, **7**, 210-214.
- [27] Jinxiu L., Junli L., Ping W., Pseudocolor coding of medical images based on gradient, *1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, Wuhan, China, 6-7 July 2007.
- [28] <http://rehber.uzmantv.com/anne-karnindaki-17-haftalik-bebek-nasil-gorunur> (Ziyaret tarihi: 20 Nisan 2013).

- [29] Adapa S.M., Sivaswamy J., Useful Information Embedding in Images using Watermarks, *Proceedings of the International Conference on Multimedia and Design(ICMD)*, Mumbai, India, September 2002.

ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Ağrı'da dünyaya geldi. Köy okulunda başladığı okul hayatına 4 yıl devam ettikten sonra sırasıyla Atatürk İlköğretim Okulu ve 100. Yıl İlköğretim Okulunda devam etti. Liseyi Ağrı Anadolu Lisesinde okuyup 2006 yılında mezun oldu. Aynı yıl kazandığı Kocaeli Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği bölümünü 2010 yılında tamamladı. Ocak 2011'de aynı bölümde yüksek lisans eğitimine başladı. Ocak 2012'den beri Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Bilişim Sistemleri Mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya devam ediyor.